

**Université de Montréal**

**Méthodes numériques visant la réduction de la fatigue  
à l'épaule lors du jeu violonistique**

par

**Benjamin Michaud**

École de Kinésiologie et des Sciences de l'Activité Physique  
Faculté des arts et des sciences

Thèse présentée en vue de l'obtention du grade de  
Philosophiæ Doctor (Ph.D.)  
en Sciences de l'Activité Physique

Orientation Biomécanique

28 février 2022

# Université de Montréal

Faculté des arts et des sciences

---

Cette thèse intitulée

## Méthodes numériques visant la réduction de la fatigue à l'épaule lors du jeu violonistique

présentée par

**Benjamin Michaud**

a été évaluée par un jury composé des personnes suivantes :

*Benjamin Pageaux*

---

(président-rapporteur)

*Mickaël Begon*

---

(directeur de recherche)

*Caroline Traube*

---

(codirecteur)

*Bruno Watier*

---

(membre du jury)

*Pierre-Brice Wieber*

---

(examineur externe)

*Vincent Jaquemet*

---

(représentant du doyen de la FESP)

## Résumé

---

Les violonistes sont une population à risque de développer des blessures musculosquelettiques d'usure, allant jusqu'aux trois quarts qui joueront blessé·e·s durant leur carrière. Malgré la nécessité de bien en saisir les causes, le corpus de recherche demeure parcimonieux sur ce sujet. Dans ce contexte, l'objectif de cette thèse était d'étudier la fatigue — une cause présumée du risque de blessures — lors du jeu violonistique, par des méthodes expérimentales et numériques.

Dans une première étude sur la cinématique des violonistes, 10 expert·e·s ont interprété une partition composée afin de tester le style et la vitesse de jeu ainsi que la corde jouée. Cette étude a permis de mettre en lumière la grande répétabilité (variabilité intra-participant  $< 5^\circ$ ) dont les violonistes expert·e·s font preuve. Alors que cela est probablement souhaitable afin d'assurer un contrôle optimal de la qualité sonore, la sollicitation répétitive d'une même musculature semble cependant problématique pour leur santé musculosquelettique. Cette étude a également montré l'individualité de leur gestuelle (variabilité inter-participant  $> 10^\circ$ ), ce qui a des conséquences sur le type de recherche qui peut être réalisée pour demeurer pertinente et comparable. Des recommandations dont l'objectif est d'assurer un corpus de littérature cohérent ont été proposées, notamment la nécessité d'utiliser des devis à mesures répétées, avec un mouvement de référence commun à travers les études.

En deuxième approche, des mouvements violonistiques ont été générés par simulation prédictive en utilisant un algorithme de commande optimale. Pour ce faire, deux innovations majeures ont été proposées et implémentées dans les logiciels Biorbd et Bioptim, logiciels développés dans le cadre de la présente thèse. La première est le développement d'un modèle de la perception de l'effort, dont l'objectif est de représenter l'incapacité de l'humain à réaliser indéfiniment une tâche. Le principal avantage de ce modèle est de pouvoir être utilisé seul, lorsque le temps de calcul est un enjeu, ou en conjonction avec des modèles plus complets, pour une plus grande validité. La seconde innovation concerne le développement d'une méthode de simulation prédictive, la commande prédictive (NMPC) multicyclique, qui exploite la nature cyclique du mouvement de violon. Ainsi, des mouvements violonistiques de 10 minutes — soit 600 allers-retours du bras d'archet —, par un avatar-musicien incluant

ou non la fatigue, ont été synthétisés. L'analyse des résultats révèle une stratégie cinématique pratiquement identique entre les modèles, avec et sans perception de la fatigue, jusqu'à l'atteinte de la limite de fatigue, suivi d'un ajustement articulaire par le modèle fatigable par l'abaissement de son bras d'archet d'environ  $5^\circ$ . La cohérence des résultats avec le comportement humain montre la pertinence de la méthode dans l'étude de l'adaptation à la fatigue. Dû au faible niveau d'adaptation observé, il est cependant conclu que le contrôle du temps de pratique demeure encore le moyen le plus approprié pour réduire le risque de blessures liées au jeu.

Mots clés : Biomécanique ; Violon ; Cinématique ; Modélisation musculosquelettique ; Fatigue ; Simulation prédictive ; Commande prédictive cyclique.



# Abstract

---

About three quarters of violinists develop an musculoskeletal injury within their career, making them an at-risk population. Despite the need to understand the biomechanical factors underlying these injuries, the body of research on this topic remains sparse. In this context, the objective of this thesis was to study fatigue—a presumed injury risk factor—during violin playing, using empirical and numerical methods.

In a first study on the kinematics of violinists, 10 experts performed a score purposefully composed to test effects of style and playing speed, as well as string played. This study highlighted the high repeatability exhibited by expert violinists (intra-participant variability  $< 5^\circ$ ). While repeatability is probably desirable to ensure optimal control of sound quality, the repetitive solicitation of the same muscles can lead to injuries. Additionally, this study showed the uniqueness of violinists' motor patterns (inter-participant variability  $> 10^\circ$ ), which has consequences on the type of research designs that should be used. Recommendations with the goal of ensuring consistency within the literature were proposed, including the need to use repeated-measure designs, with a common baseline movement across studies.

For the numerical approach, violinists' movements were synthesized by predictive simulations using an optimal control algorithm. To do so, two major innovations were proposed and implemented in Biorbd and Bioptim, two libraries developed throughout this thesis. The first innovation was the development of a model of fatigue perception, whose objective was to represent humans' inability to perform a task indefinitely. The main advantage of this model was that it could be used alone when computation time is an issue, or concurrently with more complete models for greater validity. The second innovation concerned the development of a predictive simulation method, the multicyclic nonlinear model predictive control (NMPC), which exploits the cyclic nature of violin motion. Employing this approach, a musician avatar was used to synthesize a 10 minutes violinist' movements (i.e., 600 round trips of the bowing arm) with and without the model of fatigue perception. The results revealed an almost identical joint kinematic strategy for the two models until maximal fatigue, as specified in the model, was reached. Then, elevation of the bowing arm decreased by about  $5^\circ$  with the fatigue model.

The consistency of the results with human behaviour showed the relevance of this numerical method for studying joint-kinematic adaptations to fatigue. However, only small adjustments were observed, leading to the conclusion that practice time limitations remain the best solution to prevent playing-related injuries.

Keywords : Biomechanics ; Violin ; Kinematics ; Musculoskeletal modeling ; Fatigue ; Non-linear Model Predictive Control ; Cyclic Nonlinear Model Predictive Control.

# Table des matières

---

Résumé .....	3
Abstract .....	5
Liste des tableaux .....	13
Table des figures .....	14
Liste des sigles et des abréviations .....	20
Remerciements .....	24
Avant-propos .....	27
Introduction .....	30
<b>Chapitre 1. Revue de la littérature scientifique .....</b>	<b>32</b>
1.1. Biomécanique de la musique .....	32
1.1.1. Les blessures chez les musiciennes et les musiciens .....	32
1.1.2. Le cas particulier des blessures chez les violonistes .....	34
1.1.3. Les pathomécanismes au violon .....	34
1.1.4. La bonne variabilité cinématique .....	38
1.1.5. La mesure du mouvement violonistique .....	41
1.1.6. Les objectifs de la thèse en lien avec la cinématique articulaire .....	44
1.2. Modélisation et simulation .....	45
1.2.1. L'analyse de mouvement en biomécanique .....	46
1.2.1.1. <i>Les flux d'analyse</i> .....	46
1.2.1.2. <i>La simulation statique et dynamique</i> .....	48
1.2.1.3. <i>L'analyse cinématique</i> .....	49
1.2.1.4. <i>L'analyse dynamique</i> .....	51
1.2.1.5. <i>L'analyse musculaire</i> .....	53
1.2.2. La modélisation squelettique .....	55
1.2.2.1. <i>Le type de modélisation</i> .....	55

1.2.2.2.	<i>Le formalisme des modèles à corps rigides</i> .....	56
1.2.3.	La modélisation musculosquelettique.....	58
1.2.3.1.	<i>La production de la force</i> .....	58
1.2.3.2.	<i>La géométrie musculaire</i> .....	59
1.2.4.	La personnalisation des modèles.....	59
1.2.5.	La modélisation du membre supérieur dans la littérature.....	60
1.2.6.	La modélisation de la fatigue à l'effort.....	64
1.2.6.1.	<i>La fatigue musculaire</i> .....	65
1.2.6.2.	<i>La modélisation de la fatigue musculaire dans la littérature</i> .....	66
1.2.6.3.	<i>Le modèle de fatigue à trois compartiments</i> .....	68
1.2.6.4.	<i>Les limites du modèle de fatigue à trois compartiments</i> .....	69
1.2.7.	Les objectifs de la thèse en lien avec la fatigue.....	71
1.3.	Synthèse optimale de mouvement.....	72
1.3.1.	La commande optimale.....	74
1.3.1.1.	<i>La formalisation d'un problème de commande optimale</i> .....	75
1.3.1.2.	<i>La résolution d'un OCP</i> .....	77
1.3.1.3.	<i>Les algorithmes de résolution d'un OCP</i> .....	82
1.3.1.4.	<i>La commande optimale pour des mouvements violonistiques</i> .....	84
1.3.2.	La commande optimale par horizon glissant.....	85
1.3.2.1.	<i>La commande prédictive non linéaire (NMPC)</i> .....	85
1.3.3.	Les objectifs de la thèse en lien avec la synthèse de mouvement.....	88
1.4.	Rappel des objectif de la thèse.....	88
<b>Chapitre 2. Développement d'un écosystème de modélisation et simulation</b>		<b>90</b>
2.1.	Solutions et écosystèmes préexistants.....	90
2.1.1.	Le développement logiciel en biomécanique.....	90
2.1.2.	Les modalités de distribution des codes.....	92
2.1.2.1.	<i>Les logiciels à code fermé</i> .....	93
2.1.2.2.	<i>Les logiciels à code ouvert</i> .....	94
2.1.2.3.	<i>Conclusion pour les solutions logicielles existantes</i> .....	97
2.2.	Pyomeca, suite logicielle de biomécanique.....	97
2.2.1.	Le choix des langages de programmation.....	98
2.2.2.	La présentation des principaux logiciels.....	99
2.2.2.1.	<i>Ezc3d</i> .....	99

2.2.2.2.	<i>Biorbd</i> .....	103
2.2.2.3.	<i>Biooptim</i> .....	108
<b>Chapitre 3. Étude 1 : Évaluation de la variabilité cinématique des violinistes</b>		132
3.1.	Lien de l'étude avec les objectifs de la thèse.....	132
3.2.	Conclusions de l'étude 1.....	147
3.2.1.	La personnalisation avant la généralisation.....	148
3.2.2.	La simulation, une option de recherche complémentaire.....	150
<b>Chapitre 4. Étude 2 : Faisabilité de l'étude d'un mouvement fatiguant en simulation prédictive</b> .....		152
4.1.	Adaptation du modèle de fatigue de contrôle à trois compartiments pour la commande optimale.....	153
4.1.1.	Méthode générale.....	153
4.1.2.	Étude <b>E4.1</b> — Stabilisation des équations du modèle contrôlé par trois compartiments.....	154
4.1.2.1.	<i>Rappel de la problématique</i> .....	154
4.1.2.2.	<i>Proposition de modification</i> .....	155
4.1.2.3.	<i>Méthode</i> .....	156
4.1.2.4.	<i>Résultats</i> .....	156
4.1.2.5.	<i>Interprétation</i> .....	159
4.1.3.	Étude <b>E4.2</b> — Augmentation du modèle contrôlé par trois compartiments avec un bassin de perception de l'effort.....	160
4.1.3.1.	<i>Rappel de la problématique</i> .....	160
4.1.3.2.	<i>Proposition de modification</i> .....	161
4.1.3.3.	<i>Méthode</i> .....	162
4.1.3.4.	<i>Résultats</i> .....	163
4.1.3.5.	<i>Interprétation</i> .....	166
4.2.	Étude <b>E4.3</b> — Faisabilité d'un OCP intégrant un modèle de fatigue.....	167
4.2.1.	Rappel de la problématique.....	167
4.2.1.1.	<i>Vers un modèle simplifié de la fatigue</i> .....	167
4.2.1.2.	<i>Le choix d'une structure fatigable</i> .....	168
4.2.2.	Méthode.....	170
4.2.2.1.	<i>La description de l'OCP</i> .....	170

4.2.3.	Résultats .....	173
4.2.4.	Interprétation .....	175
4.3.	Conclusion sur les études de faisabilité .....	176
<b>Chapitre 5. Étude 3 : Synthèse de mouvement d'une tâche de fatigue d'un geste violonistique .....</b>		<b>178</b>
5.1.	Lien de l'étude avec les objectifs de la thèse .....	178
5.2.	Définition de l'avatar-musicien .....	179
5.3.	Étude <b>E5.1</b> — Un aller-retour de l'archet optimisé par commande optimale ..	182
5.3.1.	Méthode .....	182
5.3.1.1.	<i>Les généralités</i> .....	182
5.3.1.2.	<i>Les variables d'états et de contrôle</i> .....	183
5.3.1.3.	<i>Les fonctions objectifs</i> .....	185
5.3.1.4.	<i>Les fonctions de contrainte</i> .....	185
5.3.2.	Résultats .....	187
5.3.3.	Interprétation .....	187
5.4.	<b>E5.2</b> — Développement d'un NMPC cyclique .....	189
5.4.1.	Problématique .....	189
5.4.2.	Méthode .....	191
5.4.3.	Résultats .....	192
5.4.4.	Interprétation .....	194
5.5.	<b>E5.3</b> — Développement d'un NMPC multicyclique .....	195
5.5.1.	Problématique et solution proposée .....	195
5.5.2.	Méthode .....	196
5.5.3.	Résultats .....	196
5.5.4.	Interprétation .....	198
5.6.	<b>E5.4</b> — Synthèse d'un mouvement violonistique à l'aide d'un NMPC multicyclique .....	199
5.6.1.	Résultats .....	199
5.6.2.	Interprétation .....	204
5.6.2.1.	<i>La zone préfatigue</i> .....	204
5.6.2.2.	<i>La zone post-fatigue</i> .....	205
5.6.2.3.	<i>L'adaptation à l'atteinte de la fatigue</i> .....	206

5.7. Conclusion .....	209
<b>Chapitre 6. Discussion générale .....</b>	<b>210</b>
6.1. Stratégies de minimisation de la fatigue .....	211
6.1.1. Comparaison des résultats avec les violonistes .....	211
6.1.2. Implications pour les musiciens .....	213
6.2. Limites de la thèse .....	214
6.2.1. Utilisation d'un horizon glissant .....	214
6.2.2. Utilisation d'une dynamique articulaire .....	215
6.2.3. Mobilisation unique du membre droit .....	217
6.2.4. Absence d'efforts passifs aux articulations .....	218
6.2.5. Choix arbitraire du profil de fatigue .....	218
6.2.6. Contact archet/violon sans force de réaction .....	219
6.3. Perspectives et développements futurs .....	220
6.3.1. Perspectives de recherche .....	221
6.3.1.1. <i>Étudier l'effet de la morphologie</i> .....	221
6.3.1.2. <i>Utilisation d'un dispositif antigravité</i> .....	221
6.3.1.3. <i>Nouvelle technique de jeu</i> .....	222
6.3.1.4. <i>Cote de fatigabilité des pièces</i> .....	223
6.3.1.5. <i>Applications plus large de la méthode par NMPC multicyclique</i> .....	223
6.3.2. Perspectives de développement logiciel .....	223
6.3.2.1. <i>Module de dynamique implicite</i> .....	223
6.3.2.2. <i>Module de génération de solutions initiales multiples</i> .....	224
6.3.2.3. <i>Autres modules</i> .....	225
<b>Conclusion .....</b>	<b>226</b>
<b>Index .....</b>	<b>228</b>
<b>Références bibliographiques .....</b>	<b>234</b>
<b>Annexe A. Communications .....</b>	<b>258</b>
A.1. Communications scientifiques .....	258
A.1.1. Articles de journaux revus par des pairs .....	258
A.1.2. Congrès .....	259
A.1.3. Autres conférences .....	260

A.1.4. Ateliers .....	260
A.2. Communications non-scientifiques .....	261
A.2.1. Entrevues .....	261
A.2.2. Matériel vidéo.....	261
A.2.3. Autres communications.....	261
<b>Annexe B. Formulaire de consentement .....</b>	<b>262</b>
<b>Annexe C. Ezc3d — Instructions.....</b>	<b>270</b>
Table of contents .....	270
<b>Annexe D. Biorbd — Instructions .....</b>	<b>271</b>
Table of contents .....	271
<b>Annexe E. Bioptim — Instructions.....</b>	<b>273</b>
Table of Contents.....	273



## Liste des tableaux

---

2.1	Overview of the computational results and dynamic consistency for six examples that include a variety of features of Bioptim. ....	117
3.1	All permutations of masses added to the bow. ....	136
3.2	Mean intra-participant variability and inter-participant variability for all DoF ..	140
3.3	Recommendations when designing a bow-side joint kinematics study on violinists	146
3.4	Glossary of biomechanical terminology .....	146
3.5	Glossary of musical terminology.....	147
4.1	Paramètres des quatre conditions testées pour l'étude <b>E4.1</b> .....	156
4.2	Paramètres des quatre conditions testées pour l'étude <b>E4.2</b> .....	163
4.3	États ( $\mathbf{x}$ ) et contrôles ( $\mathbf{u}$ ) pour les conditions de l'étude <b>E4.3</b> .....	171
4.4	Comparaison des métriques d'efficacité et de comportement entre les modèles de fatigue appliqués sur une dynamique musculaire ou articulaire lors de la résolution d'un OCP .....	175
5.1	Degrés de liberté (DDL) du côté de l'archet (côté droit) de l'avatar-musicien.....	181
5.2	Comparaison des métriques d'efficacité entre les modèles de fatigue appliqués sur une dynamique musculaire ou articulaire lors de la résolution d'un OCP†.....	188
5.3	Comparaison des métriques d'efficacité entre les conditions $C/\tau\emptyset$ et $C/\tau P_E$ lors d'un NMPC cyclique à 10 cycles† .....	192
5.4	Comparaison des métriques d'efficacité entre les conditions $C/\tau\emptyset$ et $C/\tau P_E$ lors d'un NMPC multicyclique à 3 cycles simultanés sur un total de 10 allers-retours†	198
5.5	Comparaison des métriques d'efficacité entre les conditions $C/\tau\emptyset$ et $C/\tau P_E$ lors d'un mouvement de violon synthétisé par NMPC multicyclique à 3 cycles simultanés sur un total de 600 allers-retours†.....	200

## Table des figures

---

1.1	Exemple d'une courbe S-N ( <i>Stress-Number of cycles</i> ) de Wöhler, qui décrit la résistance au bris en fonction du stress appliqué et du temps d'exposition. Image tirée de Wikipedia (2021), image du domaine public. ....	36
1.2	Représentation de l'espace de la bonne variabilité en fonction des synergies. Si deux efforts agissent de façon concomitante, alors il est possible d'utiliser un ou l'autre pour réaliser la même action. Image tirée de Latash (2010), licence de reproduction émise par <i>Copyright Clearance Center's RightsLink®</i> . ....	38
1.3	Georges Demeny, violon à la main, dans une des premières tentatives en biomécanique de représenter un mouvement sous forme de kinogramme. Image tirée de BIU Santé (2009), image du domaine public. ....	42
1.4	Flux d'analyse en biomécanique. ....	47
1.5	Modèle squelettique de Jackson <i>et al.</i> (2012). Un total de neuf degrés de liberté sont présents à l'épaule, lui permettant de représenter tous les gestes possibles à l'épaule. Image tirée de Jackson <i>et al.</i> (2012), reproduction autorisée pour les coauteurs. ....	61
1.6	Modèle squelettique de Seth <i>et al.</i> (2016). Le modèle inclut une contrainte de fermeture de boucle entre la scapula et le thorax afin de modéliser la pseudo-articulation scapulothoracique. Image tirée de Seth <i>et al.</i> (2016), image publiée sous licence CC-BY. ....	63
1.7	Modèle musculosquelettique de Holzbaur <i>et al.</i> (2005). Le modèle approxime l'épaule de façon constrictive en implémentant des équations de régression du rythme scapulohuméral. Image tirée de Holzbaur <i>et al.</i> (2005), licence de reproduction émise par <i>Copyright Clearance Center's RightsLink®</i> . ....	64
1.8	Les quatre thématiques causant la fatigue musculaire périphérique. Image tirée de Shei et Mickleborough (2013), reproduction autorisée par <i>Pr. Tommy Boone, éditeur en chef</i> . ....	67
1.9	Relation entre les compartiments du modèle de fatigue à trois compartiments. Le compartiment « Activé » peut puiser dans celui d'« Au repos », mais perdre au	

	produit de celui « Fatigué ». Les fibres fatiguées peuvent cependant revenir à un état reposé. Image tirée de Xia et Frey Law (2008), licence de reproduction émise par <i>Copyright Clearance Center's RightsLink®</i> . . . . .	69
1.10	La méthode par DSS paramétrise des variables de contrôles (figure du haut) en l'approximant par une fonction arbitrairement choisie. Par la suite, les variables états (figure du bas) sont intégrées d'un coup sur l'ensemble de la simulation. Image tirée de Kelly (2017), reproduction autorisée par <i>Matthew Kelly</i> . . . . .	78
1.11	La méthode par tirs multiples directs paramétrise les contrôles (figure du haut) et les états (figure du bas). Les états sont intégrés sur des sous-intervalles du mouvement et une contrainte d'égalité est ajoutée à la fin de chaque intégration pour assurer une continuité des états au cours du temps. Image tirée de Kelly (2017), reproduction autorisée par <i>Matthew Kelly</i> . . . . .	80
1.12	La méthode par collocations directes approche la dérivée des états par une fonction dépendante notamment des états. Des contraintes d'égalités à des points particuliers, dits de collocations, assurent que cette fonction est représentative de cette dérivée. Image tirée de Topputo et Zhang (2014), image publiée sous licence CC-BY. . . . .	82
2.1	Bioptim dependencies flowchart. The red-boxed software are developed by the S2M team. The Bioptim part is further detailed in Figure 2.2. . . . .	112
2.2	Bioptim design flowchart. Red boxes correspond to objects that must be filled in by the user. Red-dashed boxes correspond to pre-implemented objects already available to the users. $\otimes$ stands for easily customizable objects. . . . .	114
2.3	Snapshots of an optimized activation-driven pointing task with Acados. The arm starts facing upwards in left hand part of the picture and ends facing downwards in the right hand part. The marker fixed on the ulna head is depicted in blue and the scene-fixed target marker is depicted in red. Red lines show the lines of actions of the muscles. . . . .	122
2.4	Right (top) and left (bottom) arm kinematics of the twisting avatar for the Euler angles (blues line) and the quaternion (orange line) representation of the orientation of the free base. . . . .	123
2.5	Snapshots of maximally twisting somersaults driven by shoulder torque actuators and a free base whose rotation is expressed with Euler angles. . . . .	124
2.6	Spring-mass-pendulum model of Example 2.2.2.3. . . . .	125

2.7	Two-phases kinematics of the mass-pendulum-spring system. Gray dashed lines show the phase transition, blue lines are related to the mass (position velocity and external force acting on it), red lines are related to the pendulum (position and velocity) and the green line depicts the spring force.....	126
2.8	Snapshots of a walking gait cycle driven by muscles activation with histogram of muscle activations below. On top, the percentage of the gait cycle are displayed. The red lines represent muscles lines of action and the blue points depict the tracked markers. The activation of the Gluteus Maximus is the mean of its three parts and the Hamstring is the mean activation of the Semimembranosus, Semitendinosus and Biceps Femoris. ....	127
2.9	Example 2.2.2.3. Top row - Real-time estimated joint angles (blue), ground-truth joint angles (orange) and tracked noisy joint angles (green) for a cyclic motion of the arm. Bottom row - Real-time estimated muscle forces (blue) and ground truth muscle forces (orange) for the same motion. Only four muscles with significant action (peak forces > 15 N), on the two selected DoFs, are shown. Muscle abbreviations stand for (from left to right) : Triceps Long head, Deltoid Middle, Infraspinatus, Biceps Brachial Short head. ....	128
2.10	Snapshots of the push-off phase of a vertical jump (Example 2.2.2.3). The avatar reproduces a human-like jump movement. The first three positions represent the first phase of the optimization (i.e., heel and toe in contact with the floor) and the fourth position depicts the end of the second phase (i.e., only the toes in contact with the floor).....	130
2.11	Graphical digest of Problem 2.2.2.3.....	131
3.1	A total of 45 markers based on Jackson <i>et al.</i> (2012) were glued to the skin alongside electromyography units (data not used in the present study).....	136
3.2	Position of the bow arm while playing on a low (G) string (top) and on a high (E) string (bottom) from the frog to the tip (left to right) of the bow.....	137
3.3	Score of the music composed for the study. The piece includes <i>legato</i> (odd lines) and <i>spiccato</i> (even lines) sections played on the G/D strings (shades of red) and on the A/E strings (shades of green). The piece is played at 60 and 120 beats-per-minute.....	138
3.4	Normalized joint-angle time history for all DoF. The vertical bar delimits the conditions of the piece. Section one (0 – 25%), two (25 – 50%), three (50 – 75%),	

	four (75 – 100%) are <i>legato</i> low strings, <i>spiccato</i> low strings, <i>legato</i> high strings, <i>spiccato</i> high strings, respectively. ....	141
3.5	Violin plots of normalized integral of each condition for each DoF. The size of the violin-shaped blobs represents the data sparsity between participants, i.e., wider boxes show low inter-participant kinematics variability, while longer boxes show greater inter-participant variability. Shades of orange and green represent <i>legato</i> and <i>spiccato</i> bow strokes respectively, while shade strength represents the string played, dark for high strings and light for low strings. The vertical starred bars represent significant differences between bow strokes whereas the horizontal starred bars represent significant differences between strings played. ....	142
4.1	Remplissage des bassins en fonction du temps du modèle 3S <sub>CC</sub> pour quatre niveaux de stabilisation avec la somme des états initiaux égale à 60%. ....	157
4.2	Remplissage des bassins en fonction du temps des modèles 3 <sub>CC</sub> (traits pointillés) et 3S <sub>CC</sub> (traits pleins) avec la somme des états initiaux égale à 100%. Les deux modèles étant très similaires, les traits sont confondus pour cette condition. ....	158
4.3	Remplissage des bassins en fonction du temps des modèles 3 <sub>CC</sub> (traits pointillés) et 3S <sub>CC</sub> (traits pleins) avec la somme des états initiaux égale à 60%. ....	158
4.4	Remplissage des bassins en fonction du temps des modèles 3 <sub>CC</sub> (traits pointillés) et 3S <sub>CC</sub> (traits pleins) avec la somme des états initiaux égale à 200%. ....	159
4.5	Remplissage des bassins en fonction du temps des modèles 3 <sub>CC</sub> (traits pointillés) et 4 <sub>CC</sub> (traits pleins). On remarque que $M_E$ évolue positivement tout le long de l’essai même lorsque le système ne peut plus maintenir la commande souhaitée. .	164
4.6	Remplissage des bassins en fonction du temps du modèle 4 <sub>CC</sub> en fonction du paramètre $E$ . Lors de la deuxième phase, on remarque l’augmentation du repos plus importante pour des $E$ plus élevés. ....	164
4.7	Remplissage des bassins en fonction du temps du modèle 4 <sub>CC</sub> en fonction du paramètre $E_{\text{seuil}}$ . Dans la phase un, un seuil plus faible crée plus de perception de l’effort, mais a un faible effet dans la seconde. ....	165
4.8	Remplissage des bassins en fonction du temps des modèles 3 <sub>CC</sub> (traits pointillés) et 4 <sub>CC</sub> (traits pleins) ajustés afin que $M_A$ soient environ égaux à 50 secondes. Dans la phase un, la fatigue du modèle 4 <sub>CC</sub> est générée par deux éléments. Dans la seconde phase, $M_F$ demeure constant, mais $M_R$ remonte pour le modèle 4 <sub>CC</sub> . .	165

4.9	Évolution du degré de liberté à l'épaule de la solution de l'OCP en fonction du modèle de fatigue sélectionné. Les traits noirs représentent les conditions de référence, soit celles sans fatigue. Les teintes de chaudes représentent le modèle $4_{CC}$ et les teintes froides représentent le modèle $P_E$ . Finalement, les traits pleins sont issus de la dynamique articulaire alors que les traits pointillés sont issus de la dynamique musculaire. À noter que le trait plein noir ( $C/\tau\emptyset$ ) est pratiquement confondu avec le trait plein bleu ( $C/\tau \times P_E$ ). . . . .	174
5.1	Avatar-musicien positionné avec l'archet sur le violon. Les repères sont représentés par des sphères bleues, les muscles sont représentés par des traits rouges et systèmes d'axes en rouge ( $X$ ), vert ( $Y$ ) et bleu ( $Z$ ). . . . .	179
5.2	Fonction cible pour le DDL $q_{12}$ . . . . .	186
5.3	Évolution des itérations $_{NMPC}$ d'une optimisation cyclique telle que présentée par Kögel et Findeisen (2013). Image tirée de Kögel et Findeisen (2013), licence de reproduction émise par <i>Copyright Clearance Center's RightsLink®</i> . . . . .	190
5.4	Exemple de l'intégration — réinitialisée à chaque noeud — d'un des états, pour la solution précédente (5.4a) et pour la solution initiale suivante (5.4b). La solution initiale est construite à partir de la solution précédente, sauf pour l'état initial qui est fixé à la même valeur que le dernier noeud de la solution précédente (valeurs encerclées en rouge). Avec cette initialisation, l'arrivée de l'intégration du premier noeud ne connecte pas nécessairement avec le suivant si le mouvement n'est pas parfaitement cyclique. . . . .	191
5.5	Évolution des degrés de liberté d'élévation du bras au cours du temps pour 10 allers-retours du bras optimisés par NMPC cyclique. . . . .	193
5.6	Évolution des degrés de liberté d'élévation du bras au cours du temps pour 10 allers-retours du bras optimisés par NMPC multicyclique. . . . .	197
5.7	Évolution des bassins de fatigue au cours du temps associé à $\tau_1^+$ , $\tau_2^-$ et $\tau_5^-$ lors d'un mouvement de 600 allers-retours du bras optimisé par NMPC cyclique. La fatigue pour le modèle $C/\tau\emptyset$ a été simulée en utilisant ses $\tau$ appliqués au modèle $C/\tau P_E$ . . . . .	201
5.8	Superposition des cycles 10 à 500 pour le degré de liberté d'élévation de la clavicule au cours du temps. . . . .	202
5.9	Superposition des cycles 500 jusqu'à la fin pour les DDL qui élèvent l'humérus en abduction associés à la clavicule ( $q_1$ ) et à la scapula ( $q_2$ ) et leur $\tau$ associé. Toutes	

	les valeurs de la condition $C/\tau P_E$ débutent confondues avec celles de la condition $C/\tau \emptyset$ puis atteignent un nouvel équilibre en quelques itérations. ....	202
5.10	Superposition des cycles 500 jusqu'à la fin pour les DDL associés à l'humérus — abduction ( $q_4$ ), flexion ( $q_5$ ) et rotation axiale ( $q_6$ )— et leur $\tau$ associé. Toutes les valeurs de la condition $C/\tau P_E$ débutent confondues avec celles de la condition $C/\tau \emptyset$ puis atteignent un nouvel équilibre en quelques itérations. ....	203
5.11	Superposition des modèles $C/\tau \emptyset$ et $C/\tau P_E$ au moment où l'archet est à la pointe lors d'un cycle après l'atteinte de la fatigue. Le modèle en rouge est issu du modèle fatigable. ....	204
5.12	Superposition des modèles $C/\tau \emptyset$ et $C/\tau P_E$ à 80% (en magenta) et 70% (en rouge) au moment où l'archet est au talon lors d'un cycle post-fatigue. ....	207
5.13	Comparaison entre les conditions $C/\tau \emptyset$ et $C/\tau P_E$ à 80% et 70% pour les états d'abduction et flexion à l'humérus ainsi que l'évolution du bassin de fatigue de ce dernier, lors d'un cycle post-fatigue. L'élévation du coude par une combinaison d'abduction et de flexion permet de décharger la clavicule, mais augmente, ce faisant, la fatigue à l'articulation glénohumérale. ....	208
6.1	En tournant le violon sur lui-même vers l'intérieur, l'angle d'attaque pour conserver l'archet perpendiculaire au violon s'abaisse. La hauteur nécessaire du bras pour jouer sur une même corde s'abaisse alors également, ce qui pourrait potentiellement réduire la fatigue à l'épaule de l'archet. ....	217
6.2	Dispositif anti-gravité pour le bras du côté du violon, dont la fonction est de réduire l'effet du poids du bras et de l'instrument. Image tirée de Ziane <i>et al.</i> (2021), image publiée sous licence CC-BY. ....	222

## Liste des sigles et des abréviations

---

<b>3cc</b>	Contrôle par trois compartiments <i>Three-compartment controller</i>
<b>API</b>	Interface de programmation d'applications <i>Application Programming Interface</i>
<b>BFGS</b>	Méthode d'approximation de la hessienne de Broyden-Fletcher-Goldfarb-Shanno
<b>BPM</b>	Battements par minute
<b>DC</b>	Collocation directe <i>Direct Collocation</i>
<b>DDL</b>	Degrés de liberté
<b>DMS</b>	Tir multiple direct <i>Direct Multiple Shooting</i>
<b>EMG</b>	Électromyographie



<b>FES</b>	Stimulation électrique fonctionnelle <i>Functional electric stimulation</i>
<b>IA</b>	Intelligence artificielle
<b>ISB</b>	Société internationale de biomécanique <i>International Society of Biomechanics</i>
<b>MHE</b>	Estimation par horizon mobile <i>Moving horizon estimation</i>
<b>NLP</b>	Optimisation non linéaire <i>Nonlinear programming</i>
<b>NMPC</b>	Commande prédictive <i>Nonlinear Model Predictive Control</i>
<b>P<sub>E</sub></b>	Perception de l'effort
<b>PID</b>	Proportionnel, intégral, dérivé. Généralement utilisé avec le terme <i>régulateur</i> , référant ainsi à un système de contrôle d'un système asservit
<b>PRMD</b>	Désordre musculosquelettique relié au jeu <i>Playing-related musculoskeletal disorders</i>

<b>OCP</b>	Problème de commande optimale <i>Optimal control program</i>
<b>ODE</b>	Equation différentielle ordinaire <i>Ordinary differential equation</i>
<b>QP</b>	Optimisation quadratique <i>Quadratic programming</i>
<b>RK</b>	Intégrateur de type Runge-Kutta
<b>RMSE</b>	Racine de l'erreur quadratique moyenne <i>Root mean square error</i>
<b>RPT</b>	Tâche de pointages répétitif <i>Repetitive pointing task</i>
<b>S2M</b>	Laboratoire de Simulation et Modélisation du Mouvement
<b>TMS</b>	Troubles musculosquelettiques
<b>TL</b>	Charge cible <i>Target load</i>

*Sirène sans un souffle  
qui siffle sa souffrance*

## Remerciements

---

Lecteur·trice, il s'agit probablement ici des tout premiers mots qui te passeront sous les yeux ; paradoxalement, ceux-ci sont les derniers qui quittent mon esprit pour être couchés sur ces pages. Alors que nous vivons dans ces deux différentes temporalités, nous partagerons ensemble, pour un peu plus de 200 pages, un voyage calligraphique. Ainsi, en tout premier lieu, je te remercie de m'accompagner dans cette baroque aventure qu'est la thèse de doctorat. Je peux te dire, lecteur·trice, qu'après cet effort soutenu de rédaction, de réflexion, de relecture et de requestionnement, je me pose — probablement comme des milliers avant moi — l'importante question : comment choisir qui mérite d'être ou ne pas être cité pour un merci ? Ce choix est étrangement et particulièrement lourd de conséquences ! D'autant que je sais trop bien que la mémoire est une faculté qui oublie, qui déforme, qui reforme et qui remplace l'importance relative des événements et des rencontres ; les sentiments d'appréciation se tournent alors vers les plus récentes complicités, aux dépens d'autres — toutes aussi importantes — qui ont le seul défaut d'avoir existé plus avant. Aussi, si tu me connais, lecteur·trice, tu sais que je ne suis pas du genre à nombarder, me limitant généralement à pointer une ou deux personnes ; mais aujourd'hui, j'en ressens l'envie. Commençons donc ce voyage thésique par une série de mercis que je tenterai de garder laconiques ; et tu me pardonneras si j'oublie quelqu'un·e... je les ai toustes, tout de même, dans mon coeur. Tu me permettras aussi de t'abandonner quelques instants pour m'adresser directement à elleux.

La première personne que je tiens à remercier est sans hésitation Mickaël Begon, mon directeur. En plus d'être une inspiration et un ami, tu es, pour moi, la définition même d'un meneur par l'exemple qui est, je pense, la forme la plus noble d'un guide. La confiance que tu as placée en moi au travers de nos années de collaboration est précieuse et m'a forgé à être un meilleur humain, dans tous les sens du terme. Pour demeurer dans le domaine académique, mon passage aux études doctorales n'aurait probablement jamais eu lieu sans la rencontre de la professeure Sonia Duprey qui a introduit la musique dans mon monde scientifique. Je lance ensuite un merci bien senti à toustes les étudiant·e·s et collègues, actuels et anciens, du laboratoire. Particulièrement à l'équipe de commande optimale qui a accepté de travailler et programmer avec moi, malgré mes exigences strictes et parfois (je l'admets, un peu...) arbitraires. Ève Charbonneau, François Bailly, Pierre Puchaud, Amédéo Ceglia,

Léa Sanchez et Felipe Verdugo, ç'a été un plaisir et un honneur de travailler à vos côtés et j'espère sincèrement que cela fut réciproque. De façon similaire, merci à toutes les stagiaires qui ont travaillé de près ou de loin sur mes projets de doctorat. J'ai eu un plaisir fou — et probablement coupable — à travailler avec vous et à (gentiment) vous critiquer ! Marie-Li Dion, Annie Le Blanc, Camille Wilhelm, Valentin Allard, Marilou Bisson, Vincent Delpech, Théophile Gousselot, Paul Wegiel, Carla Ferreira, Valentin Thiron et Léo Vayssac, j'ai des souvenirs limpides de chacun·e de vous, signe de l'importance que vous avez eue dans ma vie professionnelle et personnelle. J'ajoute également quelques mots pour remercier spécialement Monique Jackson, Arsène Thouzé et Diane Haering, mes partenaires de crime, qui ont marqué les débuts de ma vie académique, il y a plus de dix ans déjà. Finalement, et certainement pas la moindre, Ariane Crépeau Rousseau qui a été pour moi un phare, au laboratoire, à travers plusieurs brouillards. S'il y a une personne responsable de ma persévérance académique et grâce à qui je me rendais chaque jour au travail avec plaisir, c'est toi. Je n'aurai jamais les mots pour décrire la reconnaissance et le respect que j'ai pour ta personne.

Je prends quelques lignes également pour remercier ma communauté de travail pomodorienne qui m'a accompagné en ligne depuis plus d'un an. La pandémie a été difficile pour tout le monde, mais vous retrouver à nos séances bihebdomadaires, présent·e·s presque inconditionnellement, m'a rendu le sentiment de communauté que je perdais tranquillement. Je vous l'ai déjà dit et redit, et je le redis encore : je n'aurais jamais eu la motivation au travail, aussi longtemps soutenue, sans vous. *Snowespa*, *La bibliothécaire*, *Biscuit*, *mamanlily*, *Lady impatiente*, *ipuch*, *Lefloic*, *Chenouille* et *Saharyari*, merci à vous toutes de votre soutien.

D'autres personnes à l'extérieur de mon univers académique ont été importantes, primordiales, à former la personne que je suis aujourd'hui. Les deux premières auxquelles je pense sont mes professeur·e·s de violon, Élise Lavoie et Hugues Laforte-Bouchard. Je n'étais certainement pas — et c'est un euphémisme — l'étudiant modèle que l'on puisse rêver ! Malgré tout, votre support au cours de nos années ensemble, les discussions sur la vie que nous avons eues, le dévouement que vous portez à l'enseignement et simplement les personnes profondément extraordinaires que vous êtes m'ont, et continuent de m'inspirer aujourd'hui. Plus près de moi, je ne saurais convenablement exprimer l'importance que chaque ami·e a eue dans ma vie et comment, sans elleux, je ne serais pas arrivé où j'en suis maintenant. Mon souhait d'être laconique est, cependant, déjà largement rompu et je ne désire pas, lecteur·trice, t'endormir plus encore avant notre départ. Mes ami·e·s, je me contente donc de vous (sur)nommer ; en espérant que vous comprendrez et ressentirez, toutes et chacun·e — que ce soit grâce à nos déjeuners, nos marches, nos grimpes, nos danses ou simplement votre

présence et écoute —, l'importance que vous avez pour moi. Dada, Lady Mademoiselle, Sahel-Chen (👉), Marie-Christie, Soleil, Wonder, Andiligly, Zazabelle, 'Nita, V-Luiz, Dédé Faubert, Le juge (en fait, pas Le juge), Dr Caribou, L'informaticien musclé, Catou Lefrançois, Luna, Élisounette, Mathildeska, Roxynette, Tina Tran, ma toute première élève de violon Camille, mes gangs de WWOOF à Badjane et à Eulenhof et mes amis d'adolescence et d'enfance Pierre, Fosterminator, Philippe de Dramelay, Molo, Jérémie, Dan et Jeff, merci.

Finalement, je m'en voudrais de passer sous silence ma famille. J'envoie donc un premier merci collectif à celle élargie — un peu trop nombreuse pour nommer tout le monde —, soit mes cousin·es, oncles et tantes, et défunts grands-parents. Puis, un second merci à ma famille proche. Je ne saurais dire combien je suis redevable de votre inconditionnel support et patience envers moi. Maman, papa et Fred, merci pour tout.

## Avant-propos

---

Durant mon adolescence, alors que j'étudiais le violon au Conservatoire de Musique de Rimouski, j'ai assisté au concert d'une collègue violoncelliste qui a laissé une marque à l'encre rouge dans mon imaginaire musical. Dès les premières notes de sa prestation, son visage se crispa violemment sous le coup d'une vive douleur qui semblait venir du bras gauche ; au point où l'auditoire ne pouvait faire autrement que de partager, voire de vivre avec elle, cette souffrance aiguë. Malgré les affres que jouer lui infligeait, il n'était pas de convenance de cesser ; aussi continua-t-elle d'enligner les notes avec une étonnante — je dirais même avec une incongrue — pureté. Le contraste avec la perfection de son jeu était d'autant frappant que dès que l'on osait fermer les yeux, c'était un monde parallèle de douceur qui emplissait notre être. Évidemment, ce n'était que pour être plus durement ramené à la réalité lorsqu'on posait de nouveau notre regard sur elle. Elle utilisait chaque pause, même de quelques secondes, pour chasser la douleur en secouant vigoureusement — dans un silence absolu afin de ne perturber l'oreille d'aucune façon — son bras, d'où émanait sa douleur d'origine musicale. Arrivée au bout de sa prestation, c'est par un mélange d'admiration, de compassion, d'empathie et d'affliction que la salle se confondit en applaudissements. C'est alors qu'une autre collègue pianiste lui lança un simple, mais lourd de sens : « tu es mon héroïne ».

Cette histoire est celle de cette violoncelliste, mais également celle de milliers d'autres musiciennes et musiciens. Dans le processus du perfectionnement de l'art, le corps devient un outil, au même titre que l'instrument de musique lui-même. Les douleurs et blessures sont alors vues comme des sous-produits inévitables, voire à vénérer, de l'expérience musicienne. Malheureusement, les contraintes organiques ne peuvent être simplement ignorées, ni plus que la réparation du corps ne se peut se faire comme l'on répare une machine ou un robot. Et trop souvent, le jour vient où le corps atteint sa limite et sa sentence est sans appel ; c'est la carrière même de l'artiste qui est compromise.

C'est à partir de ce concert — si j'avais à pointer un moment précis dans ma vie — que l'intérêt pour la santé des musicien·ne·s a commencé à germer en moi. C'est ainsi que, vers la fin de la première décennie des années 2000, je devenais kinésologue avec l'ambition de travailler avec la population musicienne. À la même époque, des techniques dédiées au

bien-être des musicien·ne·s, telles les techniques *Alexander* et *Feldenkrais*, gagnaient en popularité ; signe d'un subtil, mais essentiel, changement de culture dans la communauté. De mon côté, ces approches ne me satisfaisaient que partiellement ; aussi souhaitais-je plutôt baser d'éventuelles interventions sur des techniques et méthodes scientifiques validées. C'est en tentant de trouver, dans la littérature, de l'information sur la prévention des blessures à mon instrument — le violon — que j'ai fait face au désolant constat de la quasi-absence d'une telle littérature. Cela dit, le contexte social était visiblement favorable, puisque depuis 2010, l'intérêt pour la recherche biomécanique en musique est en plein essor et un *momentum* semble se créer ; mais où collectivement commencer lorsqu'un pan de domaine au complet est à défricher ? Or, la biomécanique est un domaine, jeune certes, mais tout de même mature, sur lequel la communauté de chercheurs·ses en musique peut asseoir le développement ; afin de bâtir, relativement rapidement, un corpus de recherche coordonné et pertinent, à condition de le faire sur les acquis issus de disciplines connexes.

C'est dans ce contexte enthousiasmant, où l'intérêt des musicien·ne·s pour leur propre santé prenait en importance et que les chercheur·se·s en biomécanique s'intéressaient de plus en plus à cette population, que j'ai entamé mes études doctorales. Je souhaitais alors travailler sur la thématique de la prévention des blessures dans un contexte musical. En gardant en tête que l'on ne développe qu'une brique de l'édifice de la connaissance à la fois, j'ai affiné ce sujet pour m'intéresser à la fatigue aiguë associée au jeu au violon, une des composantes probables du risque de blessure. Étant à la fois issu du domaine de la musique, de la kinésiologie et de la biomécanique et ayant un intérêt marqué pour l'informatique et les mathématiques, j'estimais pouvoir apporter un regard original et novateur sur le sujet ; d'autant que, par sa nature exploratoire, celui-ci offrait la possibilité de réunir en un unique projet ces passions.

À l'instar de ma maîtrise qui s'était terminée dans un contexte social biscornu et baroque — pour reprendre mes mots de l'époque —, due à la présence en continu des étudiant·e·s dans la rue avec lesquels je manifestais pour la gratuité scolaire, mes études doctorales se terminent dans un contexte que je qualifierais par les mêmes mots, causé cette fois par une pandémie mondiale. Face au cynisme et à la méfiance du public envers la science que ces années pandémiques ont causés, c'est le même message pour les scientifiques qu'en 2012 qui me vient en tête : communiquons. Communiquons de sorte à mieux faire comprendre et faire accepter le processus de la science à nos pairs. C'est dans cet esprit que j'arrive à la fin de mon parcours scolaire, à la fin de cette thèse, avec l'envie de communiquer mon travail ; avec le désir de participer à redorer le blason scientifique ; avec le désir de participer à le tricoter ;



avec un enthousiasme inébranlable à l'effet que toute connaissance est utile à véhiculer et participe, dans une humble mesure, à l'avancement de la civilisation.

# Introduction

---

Les musicien·ne·s sont un groupe qui présente un risque élevé de développer des blessures musculosquelettiques liées au jeu, affichant une proportion de personnes affectées variant entre 30% et 90% selon les instruments (Zaza *et al.*, 1998; Ling *et al.*, 2016). De ceux et celles-ci, les violonistes sont les instrumentistes qui se blessent le plus, soit dans une proportion de plus des trois quarts (Zaza *et al.*, 1998; Ajidahun *et al.*, 2017). Des études épidémiologiques ont recensé plusieurs facteurs de risque, dont les principaux sont l'âge, la santé psychologique et le fait d'être de sexe féminin (Leaver *et al.*, 2011; Ajidahun *et al.*, 2017). Cependant, dû au faible corpus de recherche en biomécanique de la musique (Kelleher *et al.*, 2013), il est difficile d'émettre des hypothèses pertinentes sur les pathomécanismes qui expliquent ces proportions. Typiquement, les blessures auxquelles font faces les musicien·ne·s font partie de la catégorie des blessures musculosquelettiques d'usure, dont la principale cause est une longue exposition répétitive à de faibles forces (Hansen et Reed, 2006). La quantification des charges qui mènent à ce type de blessures demeure cependant difficile à réaliser, particulièrement dans un cadre artistique. L'analyse de l'accumulation de la fatigue à court terme — par exemple sur quelques minutes — causée par le jeu violonistique traditionnel est une première approche qui peut être utilisée pour mettre en lumière des problématiques et aider à proposer des stratégies motrices plus sécuritaires.

Dans l'optique d'étudier et comparer de nouvelles techniques de jeu, les chercheurs·ses qui utilisent des méthodes expérimentales (Shan et Visentin, 2003; Yagisan *et al.*, 2009; Wolf *et al.*, 2019) font cependant face à un problème fondamental : dues aux innombrables heures de travail appliquées à maîtriser une méthode particulière, le ou la musicien·ne en vient à incarner sa technique de jeu. En conséquence, tester une nouvelle technique, dans le cadre d'une expérience scientifique, sera toujours biaisée par le manque d'expertise de cette nouvelle méthode face à la technique maîtrisée par l'expert·e. Une approche basée sur la synthèse numérique de mouvement pourrait permettre de contourner, entre autres, cette problématique des effets d'apprentissage des participant·e·s, en plus de laisser une plus grande latitude aux chercheurs·ses sur les variables d'intérêt. Dans d'autres domaines de la biomécanique, la commande optimale a été utilisée pour faire de la synthèse de mouvement, notamment des mouvements de marche saine (Chitour *et al.*, 2012; Puydupin-Jamin *et al.*, 2012) et

pathologique ou altérée (van den Bogert *et al.*, 2012; Moissenet *et al.*, 2019); également, elle a montré une bonne correspondance avec le mouvement humain. Cette méthode n'est cependant pas idéale pour des mouvements de longue durée comme ceux nécessaires pour étudier la fatigue lors de mouvements à faible charge; les méthodes par horizon glissant sont, en ce sens, prometteuses (Bae et Oh, 2017; Bailly *et al.*, 2021a). Ainsi, ces approches numériques semblent être des avenues de recherche novatrices et complémentaires à la recherche expérimentale en musique.

L'objectif général de cette thèse est, par conséquent, d'étudier l'effet de la fatigue d'un geste violonistique par des méthodes expérimentales et numériques; en même temps que de proposer une gestuelle moins à risque de développement de blessures liées au jeu musical. La thèse est structurée de la façon suivante. Le Chapitre 1 présente la revue de la littérature sur la biomécanique et la biomécanique du violon, selon les points de vue de la recherche expérimentale (Section 1.1) et numérique (Sections 1.2 et 1.3). Le Chapitre 2, quant à lui, présente l'écosystème logiciel développé dans le cadre de cette thèse. Les Chapitres 3, 4 et 5 présentent les différentes études de la thèse, soit une étude sur la variabilité cinématique des violonistes expert·e·s, une étude sur le développement d'une méthode de simulation de la fatigue par commande optimale et une dernière sur la synthèse d'un mouvement violonistique de plusieurs minutes. Enfin, le Chapitre 6 discute des résultats et implications de ces différentes études ainsi que des limites (Section 6.2) et perspectives (Section 6.3) de la thèse.

# Chapitre 1

---

## Revue de la littérature scientifique

*«Il y a un aspect de santé publique à cela. Beaucoup trop de musicien·ne·s font face à des risques de blessures dus au fait de jouer trop longtemps, trop assidûment et sans une bonne efficacité biomécanique.»*

— D<sup>re</sup> Serap Bastepe-Gray<sup>1</sup>

### 1.1. Biomécanique de la musique

#### 1.1.1. Les blessures chez les musiciennes et les musiciens

Cette citation de la docteure Bastepe-Gray pointe un aspect important — souvent méconnu du grand public — de l'expérience musicienne, soit le risque élevé de blessure. Dresser un portrait exact des blessures musculosquelettiques liées au jeu musical<sup>2</sup> (PRMD) demeure ardu. En effet, la proportion exacte de musicien·ne·s affecté·e·s par les PRMD dépend de plusieurs facteurs, dont le premier est l'instrument pratiqué (Ajidahun *et al.*, 2017). Tous instruments confondus, cette proportion varie entre 30% et 90% (Ling *et al.*, 2016), et est de plus des deux tiers pour les instrumentistes à cordes (Leaver *et al.*, 2011; Zaza *et al.*, 1998; Bragge *et al.*, 2006; Ackermann *et al.*, 2011; Kaufman-Cohen et Ratzon, 2011; Baadjou *et al.*, 2016). Bien que l'âge soit un facteur important de risque de blessures (Lederman, 2003), déjà à l'adolescence la communauté de musicien·ne·s présente une incidence élevée de blessure. Ainsi, dans une étude épidémiologique, Ling *et al.* (2018) ont relevé une proportion de 35% d'étudiant·e·s pianistes rapportant des douleurs aux membres supérieurs. Les études s'entendent cependant sur le fait que la partie du corps la plus touchée est le haut du corps ; encore une fois, de façon prépondérante chez les cordistes<sup>3</sup>, mais chez les flûtistes également (Kaufman-Cohen et Ratzon, 2011; Leaver *et al.*, 2011).

---

1. Traduction libre de : « *There is a public health aspect to this. Way too many musicians have to deal with the risk factors of playing for too long, too hard, and not having efficient biomechanics* » (Fall (2016), en ligne).

2. Traduction libre de : « *Playing-related musculoskeletal disorders* » (Zaza *et al.*, 1998).

3. Les cordistes sont les musicien·ne·s qui jouent d'un instrument de la famille des cordes (généralement frottées, tels le violon et le violoncelle).



Cette proportion de PRMD chez les musicien·ne·s n'est pas anodine. Selon la gravité et la prise en charge, les blessures peuvent aller jusqu'à mettre en péril la carrière du ou de la musicien·ne (Zaza *et al.*, 1998; Stanhope et Weinstein, 2021). Il est commun de voir les musicien·ne·s cacher, ou à tout le moins ne pas déclarer, leurs douleurs et blessures. La raison principale serait qu'ils redoutent, à tort ou à raison, les répercussions d'une pause de travail sur leur carrière, particulièrement dans le cas d'une pause prise pour guérir une blessure (Stanhope et Weinstein, 2021). En effet, la situation de travailleur·se·s autonomes, et généralement en tant que pigistes — notamment en tant que musicien·ne·s d'orchestre —, fait qu'ils s'inquiètent qu'un remplacement, ne serait-ce que pour une seule prestation, soit fait de façon permanente (Hansen et Reed, 2006).

Il existe un autre facteur important à considérer afin de cerner correctement la relation qu'entretiennent les musicien·ne·s avec leurs douleurs corporelles. Bien qu'il n'y ait pas, à ma connaissance, d'études qui ont été réalisées spécifiquement sur ce sujet, il est fréquent de remarquer qu'à l'instar de la culture sportive — particulièrement celle des années 90 et 2000 — la culture musicienne conserve l'idéal exprimé par le fameux : « *No pain, no gain* »<sup>4</sup>. L'idée de cette culture est d'ailleurs cohérente avec les études réalisées sur les facteurs de motivation des musicien·ne·s du domaine de la musique classique<sup>5</sup>. Contrairement, par exemple, au domaine *jazz* ou *pop*, la motivation première des instrumentistes classiques n'est pas le plaisir (de Bézenac et Swindells, 2009). Ainsi, il n'est pas rare de voir des étudiant·e·s pratiquer plusieurs heures par jour en dépit de la douleur, voire même d'en dégager une certaine fierté. Il est à noter que cette culture semble être maintenant en train de se modifier. Ceci est mis en évidence notamment par la présence d'ateliers de yoga et de crédits de cours obligatoires sur la santé du musicien, offerts par les départements de musique universitaires<sup>6</sup>, en plus de l'apparition de cliniques de physiothérapie dédiées aux musicien·ne·s qui montre une masse critique de bénéficiaires pouvant supporter ce type d'industrie.

Un autre aspect pointé par la citation de la docteure Bastepe-Gray est l'aspect sociétal des blessures engendrées par les musicien·ne·s. Outre le coût de la réadaptation pris en charge par l'état pour les juridictions comme le Québec, l'abandon de carrière coûte cher à la collectivité. Selon le rapport annuel du Conservatoire de musique et d'art dramatique du Québec (Maheu et Garon, 2020), la formation de chaque musicien·ne représente un investissement de plus de 500 000\$ par l'état québécois. Bien qu'il ne soit évidemment pas attendu que

---

4. Souvent traduit par « On n'a rien sans rien », mais dont la traduction « Pas d'amélioration sans souffrance » m'apparaît mieux encapsuler son essence en musique.

5. De façon générale dans ce manuscrit, l'expression musique classique réfère au sens large — soit « l'ensemble de la musique occidentale savante d'origine liturgique et séculière » (Wikipedia, 2021), qui inclut les styles de l'époque médiévale à l'époque actuelle —, et non à son sens de désignation de l'époque classique.

6. Selon la structure du programme de *Baccalauréat en musique — Interprétation instruments classiques* de l'Université de Montréal (<https://admission.umontreal.ca/programmes/baccalaureat-en-musique-interpretation-instruments-classiques/structure-du-programme/>, site web visité le 14 février 2022).



chaque étudiant·e formé·e en musique fasse carrière dans ce domaine, l'abandon pour cause de blessures apparaît difficilement justifiable au regard de la dépense des deniers publics si rien n'est fait pour remédier à la situation.

### 1.1.2. Le cas particulier des blessures chez les violonistes

Tel que mentionné précédemment, les cordistes et plus spécifiquement les violonistes sont la population la plus sujette à développer des PRMD (Zaza *et al.*, 1998; Ajidahun *et al.*, 2017). Les statistiques exactes varient grandement selon les études, mais le consensus semble tourner autour des trois quarts des violonistes de carrière qui jouent ou joueront blessé·e·s ; ce qui représente un taux de blessures avoisinant les 10 violonistes nouvellement blessé·e·s par 100 violonistes par année (Cayea et Manchester, 1998; Zaza *et al.*, 1998). Chez cette population, les deux épaules ainsi que le haut du dos représentent les trois localisations des douleurs les plus rapportées, avec un taux dépassant 30% pour l'épaule droite et s'approchant de 50% pour les deux autres (Ackermann et Adams, 2003; Ajidahun *et al.*, 2017).

Le violon est, avec le piano, l'instrument débuté au plus jeune âge. Dans une étude sur l'utilité de commencer l'apprentissage de la musique à bas âge, Jørgensen (2001) avait une cohorte dont l'âge moyen de début était d'environ sept ans, mais il n'est pas rare de voir des violonistes débiter aussi tôt qu'à l'âge de trois, voire même deux ans. Ainsi, à l'adolescence, ces musicien·ne·s ont souvent déjà plus de dix ans d'entraînement quotidien, ce qui peut expliquer en partie l'apparition précoce de blessures chez elleux.

En outre, les études épidémiologiques recensent un ensemble de facteurs de risque pour tenter de mieux comprendre l'origine des blessures chez les violonistes. En plus de l'âge du ou de la musicien·ne, le fait d'être de sexe féminin est considéré comme l'un des facteurs les plus importants (Lederman, 2003; Leaver *et al.*, 2011; Ranelli *et al.*, 2011; Baadjou *et al.*, 2016; Ling *et al.*, 2016; Ajidahun *et al.*, 2017). La santé psychologique est également un facteur de risque rapporté dans la littérature (Leaver *et al.*, 2011; Kenny et Ackermann, 2015). Ceci suggérerait un effet en cercle vicieux de la santé psychologique sur la santé physique, qui en retour aurait un effet néfaste sur la santé psychologique. Malgré tout, et surtout sans minimiser l'importance d'études épidémiologiques, ces études mettent en lumière des causes et risques de blessures sur lesquels le ou la musicien·ne n'a au final que peu de pouvoir d'action.

### 1.1.3. Les pathomécanismes au violon

En dépit des aspects épidémiologiques, les blessures musculosquelettiques ont généralement des causes mécaniques ; la biomécanique est alors un outil de choix dans la mise en lumière des mécanismes qui mènent à une blessure (ou pathomécanisme). Le corpus de recherche de ce côté demeure cependant limité en musique. Dans une revue sur les troubles



musculosquelettiques (TMS) chez les musicien·ne·s, Moraes et Antunes (2012) recensent un total de trente études, tous instruments confondus. De ces études, « peu s'intéressaient spécifiquement aux causes biomécaniques »<sup>7</sup>. Il convient donc de jeter un rapide regard sur la recherche en TMS issue d'autres domaines que celui de la musique comme première approche pour comprendre l'origine des PRMD. Les PRMD représentent une catégorie particulière de TMS, soit celle obtenue via une longue exposition répétitive à de faibles forces ; typiquement, ces blessures sont appelées les blessures d'usure (Hansen et Reed, 2006). Ainsi, nous n'entrons pas dans les détails de la recherche en TMS de façon générale, mais nous nous limiterons à certaines conclusions issues de la recherche sur les blessures d'usure, plus représentatives des risques de blessures en musique.

Le sujet des TMS doit son importance en recherche à sa relation avec la santé publique et au coût sociétal qu'il représente, soit dépassant le milliard de dollars par année en coûts d'indemnisation au Québec seulement (Aptel et St-Vincent, 2008; Lebeau *et al.*, 2014). Ainsi, dans une revue systématique sur les risques de blessures au travail, da Costa et Vieira (2010) arrivent à des conclusions similaires à celles exposées précédemment, soit que les principaux facteurs de risque de blessures en milieu de travail sont le fait d'être une femme ainsi que le travail excessivement répétitif. À cela, ils ajoutent le « positionnement inconfortable du corps »<sup>8</sup>. Ceci est cohérent avec une autre revue systématique, chez les dentistes cette fois, qui mentionnait également le positionnement inconfortable du corps comme un facteur essentiel de blessures chez cette population (Hayes *et al.*, 2009). Enfin, une revue sur les TMS dus au travail à l'ordinateur a permis d'identifier les tendinites comme étant les principales blessures rapportées, mais les auteurs n'avaient pu conclure sur les origines biomécaniques de ces blessures (Wærsted *et al.*, 2010). Malgré les quelques conclusions épidémiologiques énoncées, ces trois revues s'entendaient sur l'impossibilité de déterminer des causes biomécaniques claires en raison du manque d'études de qualité dans le domaine des TMS.

Deux facteurs semblent toutefois déterminants dans l'apparition des blessures à l'effort, soit les contraintes<sup>9</sup> maximales appliquées aux muscles lors d'un mouvement et le nombre de répétitions effectuées (Rempel *et al.*, 1992; Gallagher et Schall Jr., 2017). Ainsi, à l'instar des matériaux inorganiques — dont la résistance au bris suit la courbe S-N de Wöhler, soit la courbe de résistance au bris en fonction de la contrainte (S) et du nombre de répétitions (N), voir Figure 1.1 —, une contrainte sur un muscle aussi faible que 40% de la valeur de résistance maximale prédite peut entraîner des dommages allant jusqu'au bris musculaire si le nombre de répétitions est suffisamment grand (Gallagher et Heberger, 2013). En outre, des dégénérescences tissulaires et des réactions inflammatoires ont été observées lors d'applications de contraintes plus faibles encore lorsque le nombre de répétitions est très élevé

---

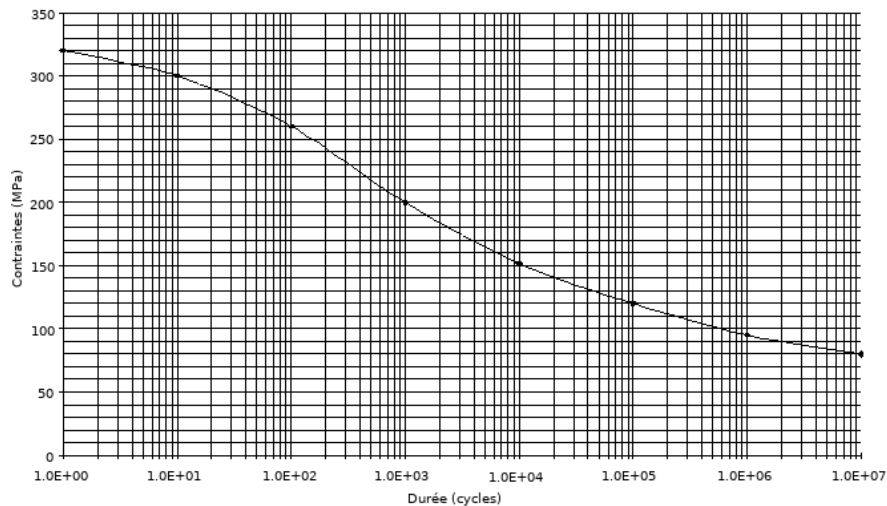
7. Traduction libre de : « *Few specific studies about musculoskeletal disorders in violinists and violists were found* » (Moraes et Antunes (2012), p.47).

8. Traduction libre de : « *Ackward position* » (da Costa et Vieira, 2010).

9. Le mot « contrainte » est également désigné par sa dénomination anglaise *stress*.



(soit plusieurs milliers) (Lexell *et al.*, 1993; Gallagher *et al.*, 2005; Visser et van Dieën, 2006; Gallagher *et al.*, 2007). Ceci est cohérent avec le fait qu'il a été observé que la régénération des tissus endommagés est ralentie lors de la répétition de mouvements, même lorsque de faibles contraintes sont appliquées sur le muscle (Backman *et al.*, 1990; Stauber et Willems, 2002; Barr *et al.*, 2004; Barbe et Barr, 2006; Gallagher et Heberger, 2013). Deux hypothèses



**Figure 1.1** – Exemple d'une courbe S-N (*Stress-Number of cycles*) de Wöhler, qui décrit la résistance au bris en fonction du stress appliqué et du temps d'exposition. Image tirée de Wikipedia (2021), image du domaine public.

sont à mentionner pour expliquer ce phénomène. La première est l'hypothèse Cendrillon<sup>10</sup> qui suggère que les fibres musculaires de type I — les fibres dites lentes — sont sursollicitées dû à l'ordre de recrutement des unités motrices (Hägg, 1991). La raison serait que, lors d'un mouvement à faible charge, ces fibres sont les premières à être recrutées, mais les dernières à être relâchées (*first in, last out*). Ceci augmenterait alors leur temps d'exposition aux contraintes, tout en réduisant leur temps de repos, temps qui serait nécessaire à leur régénération et leur bonne santé. Bien que cette hypothèse demeure la plus acceptée, les études expérimentales sont contradictoires quant à l'ordre de recrutement des unités motrices lors d'un mouvement volontaire. Ce recrutement pourrait, en outre, être dépendant de la force nécessaire développée, avec des comportements différenciés selon que le muscle ait une fonction effectrice ou stabilisatrice (Visser et van Dieën, 2006; Minerbi et Vulfsoms, 2018). Pour répondre à cette critique, Minerbi et Vulfsoms (2018) ont proposé un pathomécanisme indépendant de l'ordre de recrutement des fibres musculaires, le « modèle glissant »<sup>11</sup>. L'idée de ce modèle est que la sollicitation à l'échelle des fibres musculaires ne soit pas ce qui explique le risque de blessure, mais plutôt que ce soit la sollicitation à l'échelle du muscle dans son

10. Traduction libre de : « *Cinderella hypothesis* » également utilisée par l'Institut de Recherche en Santé et Sécurité au Travail (IRSST) dans leur rapport sur la bureautique (Delisle *et al.*, 2003).

11. Traduction libre de : « *Shift model* » (Minerbi et Vulfsoms, 2018).





ensemble. Le mécanisme suggéré est qu'un muscle mis en tension voit sa perfusion sanguine se réduire — probablement dû aux compressions mécaniques sur les artères et artérioles —, ce qui réduit *de facto* son apport énergétique. Or, privé d'un apport énergétique suffisant, la vitesse de régénération musculaire diminuerait au point de devenir plus lente que la vitesse de dégénérescence, augmentant le risque de blessures (Schechtman et Bader, 1997). D'un point de vue de la mitigation des risques de blessures dus à la fatigue, il est à noter que, dans le cas de ces deux hypothèses (soit l'hypothèse Cendrillon et celle du modèle glissant), décharger le muscle de ses contraintes — en d'autres mots augmenter le temps de repos au niveau musculaire — serait une solution efficace pour réduire le risque de blessures (Gallagher et Heberger, 2013). Je reviendrai sur ce point un peu plus loin, lorsque j'exposerai le concept de bonne variabilité cinématique (voir Section 1.1.4).

Malgré tout, tel que précédemment mentionné, il demeure difficile d'étudier de façon expérimentale les pathomécanismes derrière les blessures d'usure. Outre l'aspect long terme qu'implique ce type de recherche, les études de fatigue musculaire (dans le sens de « fatigue des matériaux ») est transversal par nature, avec des interactions statistiques entre les contraintes appliquées et le nombre de répétitions effectuées (Gallagher et Heberger, 2013). Aussi, les hypothèses basées sur les courbes de Wöhler pour les matériaux inorganiques ne transposent pas directement aux matériaux régénératifs tels que les muscles (Gallagher et Schall Jr., 2017), limitant les prédictions que l'on puisse faire avec un tel modèle. Ainsi, le mystère demeure à savoir pourquoi certaines activités répétitives par nature (telle la marche) ne semble pas (ou peu) causer de blessures (Nordin, 2020), alors que d'autres comme le violon — qui possèdent des contraintes musculaires d'un même ordre de grandeur — en ont une large occurrence.

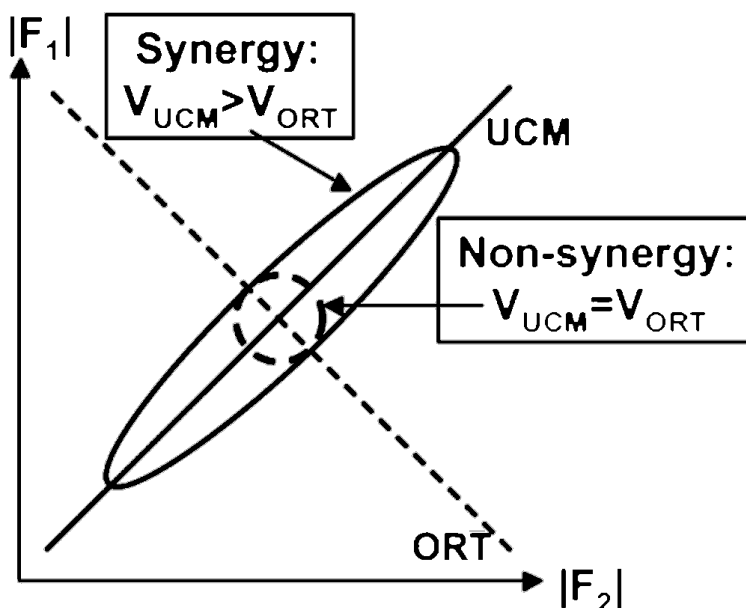
Je propose tout de même deux facteurs de risque principaux qui me semblent expliquer cette différence pour le domaine de la musique. Le premier est le positionnement fortement asymétrique de l'instrument (Morales et Antunes, 2012; Rensing *et al.*, 2018) qui pourrait, par exemple, entraîner un déséquilibre musculaire ou surutiliser un groupe musculaire par rapport aux autres. Cependant, hormis en changeant drastiquement la technique de tenue de l'instrument, cette conclusion n'aide pas à déterminer des causes biomécaniques sur lesquelles les musicien·ne·s ont un réel pouvoir d'action à court ou moyen terme. Malgré que la tenue du violon ait grandement évolué au cours des années — d'une position où l'instrument était déposé verticalement sur une table jusqu'à la technique actuelle qui consiste à le tenir au cou (Lacheze, 2013) —, un tel changement drastique de la technique a assez peu de chance d'arriver dans un avenir rapproché. Le second facteur principal est le temps d'exposition à des efforts et positions répétés. Encore une fois et pour des raisons précédemment discutées, à moins d'un changement de culture important, réduire le temps de pratique ne semble pas une option envisageable (Ginsborg, 2018). En contre partie, diminuer l'excessive répétition des efforts subis et du positionnement corporel, notamment en variant la façon de jouer



une même note ou un même passage, est une avenue originale, en phase avec l'hypothèse Cendrillon et le modèle glissant, et dont la faisabilité demeure une question ouverte.

### 1.1.4. La bonne variabilité cinématique

La variabilité cinématique<sup>12</sup> en biomécanique réfère au fait de réaliser une même tâche sans que cela ne se fasse de façon systématiquement identique. Ceci peut être volontaire (par exemple dans le but de décontenancer un adversaire dans un sport) ou involontaire. Dans ce deuxième cas, le plus souvent, cela est dû à un manque de précision sur la détection du positionnement de son corps dans l'espace ou dans le mouvement exécuté. On parle alors de bruit sensorimoteur. Si la variabilité cinématique est bénéfique pour l'objectif du mouvement, alors celle-ci est appelée « bonne variabilité ». Le concept de « bonne variabilité », par opposition à la « mauvaise variabilité »,<sup>13</sup> a été introduit par Latash (2010). L'idée est de considérer l'effet des articulations synergiques<sup>14</sup> comme étant compensatoire l'une l'autre (Figure 1.2). En d'autres mots, la modification du positionnement d'une articulation donnée peut se faire à coût nul du point de vue de la performance si une ou d'autres articulations peuvent la compenser (Rosenblatt *et al.*, 2014).



**Figure 1.2** – Représentation de l'espace de la bonne variabilité en fonction des synergies. Si deux efforts agissent de façon concomitante, alors il est possible d'utiliser un ou l'autre pour réaliser la même action.

Image tirée de Latash (2010), licence de reproduction émise par *Copyright Clearance Center's RightsLink®*.

12. Quoiqu'il pourrait être argumenté qu'il existe des différences fonctionnelles importantes, pour des fins de simplicité, je ne fais ici pas de différence entre la variabilité cinématique et la variabilité motrice.

13. Traduction libre de : « *good variability* » et « *bad variability* » (Latash, 2010).

14. Quoique rien n'empêche d'appliquer le même concept à d'autres structures comme les muscles.



Il est difficile de parler de bonne variabilité cinématique sans présenter en même temps le concept mathématique d'espace nul. Sans entrer dans les détails mathématiques de son explication, ce qui sortirait largement du cadre de cette thèse, je prends quelques lignes pour décrire sommairement le concept. L'espace nul est issu de l'algèbre linéaire et consiste à utiliser la projection d'une matrice dans un autre espace afin d'en déterminer une base de rang inférieur. Si une telle base existe, un changement orthogonal à cette base se fait alors avec un effet strictement nul du point de vue des contraintes du système (Wikipedia, 2021). Inversement, si la seule base qui existe est de même rang, alors le système ne possède pas de degrés de liberté (DDL) libres : il n'y a donc qu'une seule solution possible, et par conséquent aucune variabilité cinématique possible. De façon plus concrète, cela signifie qu'un système possédant un ensemble de contraintes avec un espace nul non vide possède plusieurs façons de réaliser, et ce avec une performance strictement identique, un même objectif, à la simple condition que ce système ait assez DDL pour le faire. Ainsi, pour un membre supérieur humain (soit une épaule, un coude et un poignet) dont l'objectif est de prendre un objet sans dépasser certaines limites articulaires, il est facile de se convaincre que si l'objet n'est pas situé à la distance de pleine extension, plusieurs agencements des trois articulations permettent de prendre l'objet. Il est à noter que du point de vue des contraintes articulaires, toutes ces solutions sont équivalentes, aucune n'étant meilleure que les autres. En ce sens, l'espace nul est similaire à la variabilité cinématique dans la mesure où il permet de trouver un ensemble de solutions à un problème sans compromis sur les contraintes. La différence principale entre les deux est que l'espace nul est un concept mathématique qui demande de décrire explicitement ces contraintes et que celles-ci sont, par définition, impossible à violer. De l'autre côté, la variabilité cinématique est plus souple et est un concept comportemental qu'il peut parfois être pratique de modéliser via un espace nul, à condition de pouvoir mathématiquement décrire les contraintes à respecter.

Il y a des preuves convaincantes de l'utilisation de la variabilité cinématique par les experts, particulièrement par les experts sportifs. Dans une revue de la littérature sur la variabilité cinématique des sportifs, Bartlett *et al.* (2007) arrivent à la conclusion que même les athlètes élités sont variables au point de ne pas être cinématiquement réguliers<sup>15</sup>. Ils proposent alors que non seulement cette variabilité n'est pas simplement un sous-produit d'une variabilité intrinsèque des systèmes somatosensoriel et moteur, mais qu'elle aurait un rôle fonctionnel. Par exemple, durant la pratique de leur sport, les athlètes feraient face à un ensemble de conditions changeantes (la présence d'un ou une adversaire mobile et/ou agressive, le vent qui change de direction, le jeu sur un terrain accidenté, etc.) et ils auraient donc développé des stratégies de compensation efficaces pour y faire face, soit la bonne variabilité cinématique. Un autre avantage collatéral théorisé d'une bonne variabilité cinématique est la

---

15. Traduction libre de : « *Consistent* » (Bartlett *et al.*, 2007).



réduction du risque de blessure. En réalisant une même tâche de multiples façons, la variabilité cinématique permettrait de réduire la répétabilité du geste du point de vue articulaire (Bartlett *et al.*, 2007). Jusqu'à maintenant, la recherche dans ce domaine s'est plutôt limitée à la corrélation qui lie la variabilité cinématique à la résistance à la douleur aiguë (Bartlett *et al.*, 2007; Srinivasan et Mathiassen, 2012), ce qui ne permet pas d'avoir suffisamment de preuves pour suggérer l'efficacité de cette méthode comme effet protecteur contre les blessures d'usure. Les blessures d'usure sont en effet plutôt issues de douleurs chroniques qui ne provoquent pas nécessairement de douleur à court terme.

Nonobstant l'absence de consensus sur le lien entre la variabilité cinématique et le risque de blessures en général, il est difficile de savoir quel serait l'effet de l'augmentation de la variabilité cinématique chez les musicien·ne·s ou même si le concept de bonne variabilité pourrait s'appliquer. Ainsi, malgré le lien qui est naturel de faire entre les sportifs élites et les violonistes de haut niveau, il n'est pas clair que les conclusions obtenues chez le premier groupe s'appliquent au second. Une des principales causes est la différence de la raison qui explique la recherche de la perfection par chacun des groupes et le lien entre cette raison et la dimension de l'espace nul. Dans le cas des sportifs, l'atteinte de la perfection est plutôt un but instrumental<sup>16</sup>. Un but instrumental, par opposition à un but terminal, est un but visé par un agent dont l'atteinte ne constitue pas une fin en soi, mais bien une étape intermédiaire pour atteindre un autre but, le but terminal (Yudkowsky, 2007). Par exemple, le but terminal du ou de la sportive est plutôt orienté vers le fait d'être meilleur·e que son ou sa plus proche adversaire, alors que chez les musicien·ne·s, le but terminal est directement la perfection (sonore)<sup>17</sup>. Or, l'intervalle qui existe entre « être meilleur que son adversaire » et la « perfection » est un espace potentiellement utilisable par l'athlète pour augmenter sa variabilité (dans le sens de bonne variabilité du terme). En d'autres mots, la contrainte de perfection peut être relâchée afin d'agrandir l'espace nul (Bartlett *et al.*, 2007)<sup>18</sup>. Il serait donc logique de supposer que l'espace nul soit plus petit (et donc que la marge de manoeuvre soit plus faible) lorsque le but de la tâche, le but terminal, est celui d'être quasi-parfait, comme c'est le cas chez les musicien·ne·s.

Quelques bémols (b) sont toutefois à faire sur ce lien entre les buts instrumentaux et terminaux et son effet sur l'espace nul en musique comparativement au domaine sportif. Le

---

16. But instrumental et but terminal sont des traductions libres de « *instrumental et terminal goals* », concepts largement utilisés dans le domaine de l'éthique et de la philosophie de l'intelligence artificielle.

17. Gidon Kremer, un violoniste de reconnaissance internationale, relatait par exemple une discussion qu'il avait eue aussi tôt qu'à la fin des années 60 où son interlocuteur mentionnait le fait que la perfection n'est que le point de départ de l'art et que l'objectif est d'être parfait en plus d'être émotionnellement investi (Hoppe *et al.*, 2018). Bien qu'il pourrait être argumenté que cette position est caricaturale (après tout, on ne peut, par définition, par être meilleur·e que parfait), elle illustre bien l'état d'esprit des artistes dans la recherche de la perfection.

18. À noter que ceci fait l'hypothèse que le mouvement parfait est un sous-ensemble de l'espace de mouvements moins contraint, ce qui est une hypothèse raisonnable dans le contexte.



premier est qu'il existe certains sports dont la précision et la beauté du geste sont essentiellement les buts recherchés, ce qui les rend similaire à ce qui est décrit plus haut pour la musique. Ensuite, il y a le fait que certains sports sont réalisés à puissance ou force maximale, ce qui impose des contraintes particulières au mouvement et réduit potentiellement d'autant l'espace nul. Aussi, la recherche de la perfection sonore en musique n'est en réalité pas un synonyme de la recherche de la perfection du geste. Ainsi, bien que les deux soient certainement corrélés (et parfois même confondus dans le langage courant), l'espace nul est probablement plus large lorsque le but terminal est le son plutôt que le geste. Finalement, même si la perfection du geste était l'objectif réellement recherché en musique, l'espace nul associé à un geste parfait n'est pas nécessairement de dimension zéro. Ainsi, selon le nombre de DDL laissés libres et le niveau de contraintes imposées par la recherche de cette perfection, le nombre de solutions possibles peut théoriquement varier d'aucune à une infinité.

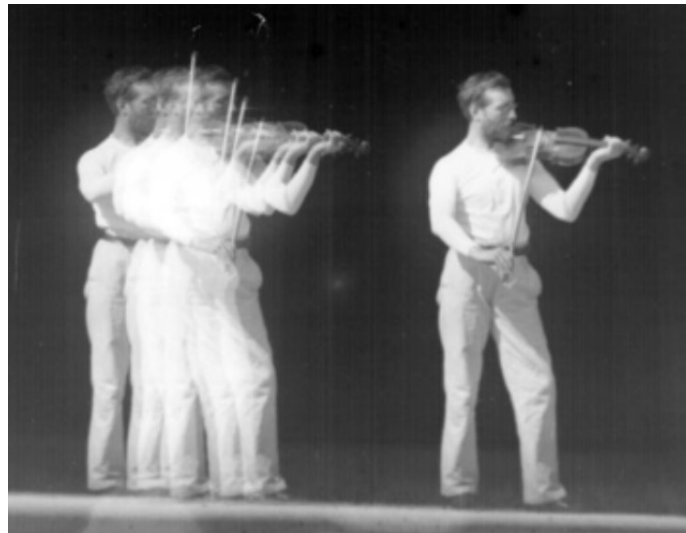
Cependant, puisqu'il n'y a, à ma connaissance, aucune étude qui ne s'intéresse spécifiquement à la variabilité cinématique chez les musicien·ne·s, la réponse à ces questionnements demeurent spéculative. Or, sachant que la variabilité cinématique est considérée comme un protecteur pour les blessures d'usure (Srinivasan et Mathiassen, 2012) — qui sont les premières blessures des violonistes (Moraes et Antunes, 2012) —, il apparait d'importance de quantifier l'utilisation de cette variabilité par les violonistes. Plus particulièrement, de quantifier celle de violonistes expert·e·s qui est généralement plus grande que celle observée chez les débutant·e·s (Bartlett *et al.*, 2007; Konczak *et al.*, 2009). En biomécanique, la façon la plus directe de quantifier la variabilité cinématique est de déterminer la variabilité intra-participant de la cinématique articulaire. La mesure de la cinématique articulaire est donc le sujet de la section suivante (Section 1.1.5).

### 1.1.5. La mesure du mouvement violonistique

De façon générique, « la biomécanique est l'exploration des propriétés mécaniques des organismes vivants » (Wikipedia, 2021). En d'autres mots, c'est l'étude de la cinématique et de la cinétique — en situations statique, quasi-statique ou dynamique — appliquée à des sujets biologiques. Il s'agit d'un champ d'étude très large que je limiterai, dans le cadre de cette thèse, à l'étude du mouvement volontaire humain. Les mesures et analyses d'intérêts sont donc essentiellement orientées sur le mouvement corporel ainsi que sur les forces agissant sur le corps. Concernant les forces, deux types sont à distinguer, soit les forces externes et internes. Les premières réfèrent à l'effet de l'environnement sur le corps, alors que celles internes réfèrent à l'effet des forces musculaires ou de réactions inter-articulaires. Dans le domaine musical, la littérature étant encore limitée, elle est surtout orientée sur la portion cinématique et celle des forces musculaires. Nous regarderons donc en priorité ce qui s'est fait de ce côté, et ce spécifiquement chez les violonistes.



L'étude de la cinématique des violonistes en biomécanique est, paradoxalement, à la fois très récente et pratiquement aussi vieille que la discipline elle-même (à tout le moins, pour son pendant moderne basé sur des mesures photo- et vidéo-graphiques). En 1887, Étienne-Jules Marey et Georges Demeny — les pères de la biomécanique moderne — tentaient de mettre au point une méthode de mesure qui faciliterait l'étude scientifique du mouvement. Cette méthode, que l'on appellerait aujourd'hui kinogramme, visait, en déplaçant la caméra à vitesse constante, à visualiser sur une même photographie, plusieurs images issues d'un mouvement presque statique. M. Demeny s'était alors prêté à l'exercice, nous permettant



**Figure 1.3** – Georges Demeny, violon à la main, dans une des premières tentatives en biomécanique de représenter un mouvement sous forme de kinogramme. Image tirée de BIU Santé (2009), image du domaine public.

d'apprécier plus de 100 ans plus tard, sa technique de violon. Malheureusement, comme on peut le voir sur la Figure 1.3, la technique n'était pas encore au point et ne permit donc pas de bien séparer les images entre elles.

Ce ne fut qu'aux alentours des années 2000 que la communauté biomécanique s'intéressa de nouveau au mouvement musical. Dans une première revue systématique dédiée à la biomécanique des cordistes, Kelleher *et al.* (2013) ne rapportaient qu'un total de 34 études sur le sujet. De ce nombre, près d'une dizaine mesurent simultanément la cinématique articulaire générée par le jeu sur divers instruments, soit le violon, l'alto et le violoncelle. Or, il semble presque absurde d'interpréter simultanément ces données tant la technique de jeu entre ces instruments est incomparable. De la vingtaine d'études restantes qui s'intéressent spécifiquement à la biomécanique du violon, seulement huit rapportent la cinématique du membre supérieur droit, soit le bras de l'archet, le membre le plus mobile lors du jeu violonistique. De plus, alors que la cinématique du membre supérieur est complexe et tridimensionnelle, la moitié de ces études ne décrivent le mouvement que par l'utilisation d'un seul angle par



articulation (Tulchinsky et Riolo, 1994; Turner-Stokes et Reid, 1999; Konczak *et al.*, 2009; Yagisan *et al.*, 2009). Ainsi, avant 2013, un total de trois études, dont une est une étude de faisabilité réalisée avec un unique participant, rapportent la cinématique articulaire tridimensionnelle; et ces études sont toutes réalisées par la même équipe (Shan et Visentin, 2003; Shan *et al.*, 2007, 2012). Plus récemment, quelques études supplémentaires ont légèrement agrandi le corpus de recherches sur la cinématique au violon, soit une autre étude de faisabilité sur la mesure de la cinématique articulaire du membre supérieur (Wolf *et al.*, 2019), une spécifiquement sur le mouvement scapulaire (Stein *et al.*, 2020) ainsi qu’une sur l’effet des étirements (Srinath et Balasubramanian, 2021). Il demeure cependant évident que le nombre restreint d’études, le peu de variété à travers celles-ci, leur faiblesse statistique (notamment par le faible nombre de participants) ainsi que leur nature descriptive (Kellerher *et al.*, 2013) laissent transparaître un manque pour cerner la complexité cinématique du mouvement violonistique.

Un autre aspect important de la mesure de la cinématique articulaire est l’effet de la technique et du style de jeu. Jusqu’à maintenant, la recherche s’est essentiellement faite en jouant des gammes ou des bouts de pièce de musique choisies à l’intérieur du corpus musical existant. Les études<sup>19</sup> de Mazas (Stein *et al.*, 2020) ou Kreutzer (Spikowska-Pawelec *et al.*, 2014; Visentin *et al.*, 2015; Cattarello *et al.*, 2018) ont été un choix récurrent par les chercheurs·euses, particulièrement grâce à la nature systématique avec laquelle ces pièces sont construites. Cependant, les études (scientifiques) ne testent en général qu’un seul style de jeu à la fois (Shan et Visentin, 2003; Shan *et al.*, 2007; Ancillao *et al.*, 2017). La conséquence directe de cela est que, n’ayant pas de base de comparaison solide, il est impossible de tirer des conclusions cohérentes et pertinentes à travers elles. À ma connaissance, une seule étude — qui compare plusieurs styles de jeu à la fois, soit le *legato*, le *sautillé*, le *détaché* et le *spiccato* sur la cinématique, l’électromyographie et même l’évolution de la température corporelle pendant le jeu (Spikowska-Pawelec *et al.*, 2014) — déroge à cette exception. Malgré la grande étendue de données qu’ils ont acquises, l’étude ne comportait que deux participants et ne rapportait qu’une valeur par articulation (analyse bidimensionnelle). Cette étude ne permet donc pas de jeter ces nécessaires bases de comparaison entre les études, ni plus que de quantifier l’effet statistique de chacun des styles de jeu. À tout le moins, leur article suggère qu’il y a effectivement un effet sur l’étendue et la vitesse de mouvement. Finalement, et de façon similaire au style de jeu, jouer sur différentes cordes a un effet sur la cinématique articulaire, notamment sur la hauteur du bras. Malgré cet effet évident, l’effet de la corde n’est pas non plus spécifiquement étudié dans la littérature chez les violonistes.

19. Une « étude », en musique, est une pièce généralement courte ayant, avant tout autre chose, un objectif pédagogique. On y retrouvera, par exemple, des séquences de notes répétées à différents endroits sur le manche du violon, sur différentes cordes et avec différents coups d’archet. Alors qu’artistiquement ces pièces sont généralement moins intéressantes, l’intérêt scientifique est évident. En sélectionnant des passages particuliers, il est en effet possible de tester un même passage dans différentes conditions expérimentales.





L'activité musculaire pendant le jeu a été légèrement plus étudiée que la cinématique articulaire chez les violonistes. Rensing *et al.* (2018) rapportent ainsi une dizaine d'études qui mesurent l'électromyographie (EMG). Dans ces études, plusieurs articulations durant le jeu ont été mesurées, soit le bas du dos, le haut du dos, l'épaule et le coude; l'épaule et plus spécifiquement les trapèzes étant les muscles les plus étudiés (Ackermann *et al.*, 2002; Berque et Gray, 2002b; Steinmetz *et al.*, 2008), ce qui est cohérent avec les sites de blessures chez les violonistes (Ackermann et Adams, 2003). En plus de ces études descriptives, deux études ont analysé l'évolution de la fatigue aux trapèzes pré et postjeu (Chan *et al.*, 2000; Fjellman-Wiklund *et al.*, 2004). La conclusion, similaire chez les deux équipes, est que ce groupe musculaire est effectivement sujet à la fatigue durant la pratique de l'instrument, mais qu'il n'y a pas d'effet de latéralité, c'est-à-dire que les épaules gauche et droite se fatiguent globalement autant l'une que l'autre. En outre, contrairement aux études sur la cinématique articulaire, celles qui s'intéressent à l'EMG sont généralement contrastantes entre elles, dressant un portrait plus large en termes de style de jeu. Ceci permettrait *a priori* d'obtenir une meilleure cohérence dans le corpus de recherche. Cependant, par nature, sans le soutien de la cinématique articulaire, les études EMG sont des études descriptives qui ne permettent pas de dégager des causes biomécaniques, mais simplement de pointer l'apparition de problématique, comme la fatigue musculaire.

### 1.1.6. Les objectifs de la thèse en lien avec la cinématique articulaire

À la lumière de la revue de la littérature sur la cinématique articulaire au violon, un constat s'impose : il n'existe pas actuellement de lignes directrices claires et cohérentes qui permettent de proposer des études en musique qui soient comparables entre elles ainsi qu'avec le reste du corpus scientifique. Ceci se traduit concrètement par des connaissances sporadiques et rarement obtenues dans le cadre d'études comparatives de l'effet de variables musicales, telles que le style de jeu ou la corde et la nuance jouées. De plus, il n'existe pas de connaissances suffisantes pour caractériser la variabilité intra-participant et la variabilité inter-participant. Ceci limite la portée statistique des études réalisées et, encore une fois, leur comparabilité.

Le premier objectif spécifique **S.1** de la thèse est donc d'étudier la faisabilité des études biomécaniques de cinématique articulaire et de proposer un cadre de recherche formel qui permette, pour les études à venir, de développer un corpus scientifique cohérent et comparable. Les sous-objectifs spécifiques sont :

**S.1.1** Caractériser la variabilité cinématique intra-participant des violonistes ;

**S.1.2** Caractériser la variabilité cinématique inter-participant des violonistes ;





**S.1.3** En lien avec les sous-objectifs spécifiques **S.1.1** et **S.1.2**, proposer des lignes directrices pour des études cinématiques chez les violonistes.

## 1.2. Modélisation et simulation

Il n'est pas surprenant que le corpus de recherches sur la santé musculosquelettique des musicien·ne·s demeure éparse, puisque la recherche sur les blessures et les TMS est limitante par nature. D'un côté, une première approche est l'approche populationnelle ; notamment, par des études épidémiologiques souvent réalisées grâce à l'utilisation de questionnaires. Ces études ont l'intérêt de mettre en lumière des problématiques fréquentes d'une population cible et peuvent également suggérer des causes probables de ces problématiques. Cependant, ces études ne permettent pas de conclure définitivement sur le lien de causalité entre des variables corrélées, ni d'en expliquer les mécanismes, ou plutôt les pathomécanismes dans le cas des blessures. Pour cela, il est nécessaire de se tourner vers les études contrôlées.

Pour les TMS, l'approche la plus directe ressemblerait alors à tester, par comparaison à un groupe contrôle, des mouvements perçus dangereux ou protecteurs et de conclure sur leur dangerosité ou effet protecteur selon la proportion de blessé·e·s dans chaque groupe. Alors que cela peut être applicable pour l'étude de blessures légères et aiguës, il n'y a pas de méthode à la fois directe, conclusive, rapide et surtout sécuritaire qui existe pour l'étude de blessures chroniques. Ainsi, hormis dans les cas d'équipose clinique (ce qui est encore assez rare en TMS), ce type d'approche est au mieux éthiquement douteux.

Les études prospectives par cohortes sont une solution intéressante, mais sont souvent très longues et incertaines. Le fonctionnement est, grossièrement, de former un groupe *à priori* et d'attendre un temps prédéfini, souvent plusieurs mois ou années pour l'étude de blessures chroniques. À la fin de l'étude, il suffit alors de déterminer les caractéristiques communes aux personnes qui ont développé des blessures et les caractéristiques opposées à celles et ceux qui n'en ont pas développées. En plus de la longueur évidente de ces études, les PRMD ont un problème supplémentaire avec cette approche. Avec une incidence de blessures allant jusqu'à 90% chez les violonistes, il n'est pas clair qu'il soit même possible de former, *à priori*, un groupe qui ne développera pas de blessures ou d'en avoir suffisamment pour déterminer leurs caractéristiques particulières, à moins de réaliser une étude avec une très grande quantité de participants.

Ainsi, une autre approche que l'approche expérimentale doit donc être envisagée pour faciliter la recherche en TMS et PRMD. La simulation informatique est un de ces outils qui permet de répondre à une partie des problématiques sus-mentionnées. Cette section étudie donc l'utilisation de la modélisation et simulation informatique en biomécanique et comment celle-ci peut être utilisée dans un contexte de blessures et fatigue musculaire et articulaire.



La modélisation et la simulation sont des sujets vastes dont un court chapitre ne permettrait cependant pas de faire le tour. Il demeure tout de même important de contextualiser leur utilisation dans le cadre de cette thèse. Prise de façon très générique, la modélisation est le processus de création d'un objet, nommé le modèle, qui représente convenablement un phénomène donné (Wikipedia, 2021). Le modèle peut être réalisé via un objet physique, numérique ou toutes autres représentations pratiques. Le plus souvent, un modèle est produit dans le but d'étudier le comportement d'un phénomène dans différentes conditions qui peuvent être difficiles à mettre en place dans la réalité, que ce soit pour des raisons physiques, techniques ou éthiques. Le processus d'utiliser un modèle en le soumettant à différents environnements et contextes se nomme simulation. L'intérêt en recherche de la simulation est alors évident. En calibrant correctement le modèle et son environnement, il est possible de conduire des recherches de type contrôlées pour des phénomènes où ce type de recherche serait autrement impossible. La recherche sur les risques de blessures en est un bon exemple. Il pourrait alors être tentant de conceptualiser le modèle jusque dans ses moindres détails afin de représenter le phénomène dans son entièreté. Cependant, en pratique, un modèle trop précis est souvent difficile (voire impossible) à paramétrer ou trop lent à utiliser. Aussi, les détails supplémentaires d'une modélisation fine (mais superflue) n'apportent qu'une information au mieux marginale et au pire inutile à la compréhension du phénomène que l'on tente d'étudier. Ainsi, un modèle est une version simplifiée du phénomène d'intérêt et, comme le suggère la célèbre citation de Georges Box, « tous les modèles sont faux, mais certains sont utiles » ; la fidélité nécessaire d'une modélisation vient avant tout de son contexte d'utilisation.

Dans le cadre de cette thèse, les principales modélisations qui sont utilisées sont la modélisation squelettique, modélisation musculosquelettique et sur les structures fatigables. Ainsi, dans cette section, je ferai le survol de chacune de ces modélisations (voir Sections 1.2.2, 1.2.3 et 1.2.6, respectivement) et je conclurai sur des pistes de solution aux principales problématiques que cette revue de la littérature soulève.

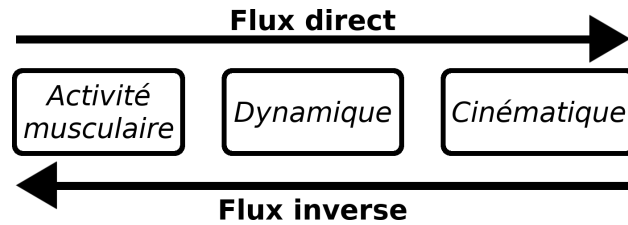
### 1.2.1. L'analyse de mouvement en biomécanique

Avant de s'intéresser spécifiquement à la modélisation et à la simulation en biomécanique, il est important de comprendre leur contexte d'utilisation. Ceci permettra de mieux comprendre les enjeux et problématiques lors de la critique des modèles présents dans la littérature. La section suivante fait donc un survol des principales analyses en biomécanique, soit les analyses squelettiques et musculosquelettiques.

1.2.1.1. *Les flux d'analyse.* Il est commode de regrouper ces analyses par opposition de paire sur un flux direct et inverse, tel que schématisé par la Figure 1.4. Dans ce contexte, les termes « inverse » et « direct » réfèrent au flux directionnel causal du mouvement étudié. En d'autres mots, le flux direct débute l'analyse à la cause (souvent des forces musculaires



ou articulaires) pour en déduire les conséquences (le mouvement lui-même), alors que le flux inverse la débute à la conséquence pour en déduire des causes plausibles. Bien que ces deux flux soient utilisés dans la littérature, le flux inverse a, pour des raisons de manque de puissance de calcul, traditionnellement été privilégié.



**Figure 1.4** – Flux d’analyse en biomécanique.

Essentiellement, les procédés utilisés dans le flux inverse sont la cinématique inverse, la dynamique inverse et l’effet musculaire inverse ; les détails de ces procédés sont donnés respectivement dans les sections 1.2.1.3, 1.2.1.4 et 1.2.1.5. De son côté, le flux direct est réalisé par l’effet musculaire direct, la dynamique directe et la cinématique directe ; tous détaillés conjointement avec leur pendant inverse.

La différence entre les approches inverse et directe est moins subtile qu’il n’y paraisse aux premiers abords. Par exemple, alors qu’il est théoriquement possible d’utiliser des données réelles pour faire la cascade d’analyse dans les deux sens, en pratique, l’approche directe avec des mesures réelles d’activité musculaire — tel l’électromyographie (EMG) — ne fonctionne pas bien. Plusieurs raisons expliquent cela. Premièrement, l’EMG est, par nature, une mesure partielle et approximative, ce qui limite sa puissance prédictive. De plus, lors de la simulation directe, cette mesure est combinée à des modèles musculosquelettiques souvent peu personnalisés et imprécis. Sachant que l’intégration numérique (nécessaire dans le flux direct) conserve et additionne les erreurs au cours du temps, il en résulte que, très rapidement, la solution obtenue par le flux direct est entachée d’une erreur la rendant essentiellement ininterprétable. En fait, il est généralement impossible d’espérer simuler de façon purement directe plus de quelques dixième de secondes sans que le système ne diverge complètement. Au final, le flux direct est beaucoup moins polyvalent que celui inverse.

Les techniques directes sont cependant loin d’être inutiles et prennent leur pertinence lorsqu’elles sont combinées à des algorithmes d’optimisation (Drag *et al.*, 2016). Ces optimisations, qui forment la base de la simulation prédictive optimale, sont cependant très lourdes en terme de calculs et ont, par conséquent, longtemps été ignorées par les biomécaniciens. Comme on le verra, la simulation prédictive optimale, que je nommerai simplement par simulation prédictive dans ce chapitre afin de ne pas alourdir le texte, constitue le coeur de l’innovation de cette thèse. En ce sens, les modèles et les techniques de simulations et d’analyse qui seront présentés dans les sections suivantes le seront avec la lorgnette de leur pertinence dans ce contexte d’analyse en priorité. Je reviendrai cependant en détail sur la



simulation prédictive, à la Section 1.3 ; pour l’instant, il est suffisant de mentionner que la simulation prédictive est la synthèse (la génération) *ex nihilo* d’un mouvement par l’intermédiaire d’un modèle, le plus souvent dans un environnement virtuel.

1.2.1.2. *La simulation statique et dynamique.* En plus des deux flux d’analyse, je pose ici la distinction pratique entre deux types de simulations, la simulation statique et celle dynamique. La première est réalisée *instant par instant* et n’implique donc pas de cohérence temporelle imposée entre les instants. Ainsi, chaque simulation (une par instant) prédit le phénomène sans égard à la situation précédente ni suivante. Les simulations et analyses réalisées dans le cadre d’un mouvement (qui implique par nature une composante temporelle) seront, dans la très forte majorité des cas, entachées d’une erreur importante sur les états ayant une composante temporelle (par exemple, les vitesses et accélérations articulaires). Cela ne signifie pas que les simulations statiques soient impertinentes ; le niveau de fiabilité requis d’une simulation est, tel que précédemment mentionné, dépendant de la marge d’erreur acceptable pour une analyse donnée. Cela signifie, par contre, qu’il faille demeurer vigilant face aux résultats obtenus en utilisant de telles méthodes. Aussi, l’avantage des simulations statiques est considérable, puisqu’elles sont plus simples et rapides que leur pendant dynamique, ayant moins de contraintes à respecter.

À *contrario*, les simulations dynamiques impliquent qu’une cohérence temporelle soit ajoutée à la simulation. L’avantage de ces méthodes sur les méthodes statiques semble alors évident dans un domaine comme la biomécanique où la discipline est par nature associée au mouvement. Son principal inconvénient n’est cependant pas à ignorer, soit leur temps de calcul généralement long. Deux méthodes sont possibles pour assurer une cohérence temporelle : l’ajout de contraintes dynamiques ou la résolution d’équations différentielles. Le premier cas a été discuté dans le paragraphe précédent et est clairement à l’avantage des méthodes statiques. Mais la seconde méthode a également ses problèmes. Comme il n’existe d’ordinaire pas de solution de forme fermée<sup>20</sup> à ces équations différentielles, elles doivent être résolues de façon numérique. Sans entrer dans les détails mathématiques de la résolution numérique d’équations différentielles, deux principales difficultés sont à noter. La première est qu’afin de connaître l’état du système à un instant  $t$  donné, il est nécessaire de simuler complètement l’évolution du système à partir du début (l’instant  $t = 0$ ). Ceci limite l’étendue de  $t$  (l’horizon) à des valeurs généralement petites, car pour des systèmes non linéaires, ceci peut être long à obtenir. Plus important, l’intégration numérique, et ce particulièrement pour les systèmes non linéaires et raides (*stiff*), est soumise à la dérive d’intégration. En effet, par nature, l’intégration numérique accumule les erreurs au cours du temps, dues notamment aux arrondis, à la précision de l’intégration et de façon plus générale aux erreurs de modélisation.

---

20. La forme fermée d’une solution est l’équation de cette solution. Connaître la forme fermée d’une équation permet de prédire à n’importe quel instant  $t$  l’état du système, ce qui simplifie grandement l’utilisation des équations différentielles, lorsqu’une telle forme existe.



Ainsi, tôt ou tard, une intégration numérique va diverger rendant la prédiction de la simulation à toutes fins pratiques inutilisable. Malgré cela, la simulation dynamique — qui est par ailleurs de plus en plus utilisée à mesure que la puissance des ordinateurs le permet —, demeure un puissant outil de la biomécanique s’il est utilisé à bon escient, particulièrement lors de la simulation prédictive.

Maintenant que les contextes d’utilisation sont établis, je détaille dans les prochaines sections les équations et méthodes d’analyse en biomécanique. Nous verrons, dans l’ordre, l’analyse cinématique, puis celle dynamique et finalement, celle musculaire. Afin de simplifier les notations, les analyses sont uniquement décrites par le formalisme des coordonnées généralisées (l’intérêt des coordonnées généralisées est discuté dans la Section 1.2.2.2).

1.2.1.3. *L’analyse cinématique.* L’opération la plus élémentaire d’un modèle squelettique est de représenter géométriquement ses éléments dans l’espace. Il est en effet assez intuitif d’accepter qu’en connaissant l’état du système squelettique, c’est-à-dire l’orientation de chaque segment dans l’espace, il est possible de décrire le positionnement de n’importe quel point attaché sur ce squelette. Ce procédé nommé cinématique directe peut être formalisé mathématiquement pour un système tridimensionnel de la façon suivante. Si l’on prend  $n$  points rigidement<sup>21</sup> attachés à un solide  $S$  — dont la matrice de transformation homogène<sup>22</sup> par rapport au repère global  ${}^G T_S$  est connue — en positions  ${}^S P$ , où  ${}^S P$  est une matrice  $4 \times n$  avec la valeur 4 correspondant aux translations de chaque point par rapport à l’origine de  $S$  augmentées d’un 1, soit  $[X \ Y \ Z \ 1]^T$ , alors il est possible d’estimer les position  ${}^G P$  (dans le repère global) de ces points grâce à l’équation suivante :

$${}^G P = {}^G T_S {}^S P$$

Dans ce contexte,  ${}^S P$  est une constante décrite par le modèle cinématique et est donc une donnée connue pour un modèle donné. La matrice  ${}^G T_S$ , quant à elle, est obtenue en appliquant successivement les transformations  $T$  des segments qui composent la chaîne cinématique de la racine jusqu’au segment d’intérêt :

$${}^G T_S = \prod_{i=1}^S {}^{i-1} T_i$$

où  ${}^{i-1} T_i$  est obtenu en fonction des degrés de liberté qui lui correspondent dans le vecteur de coordonnées généralisées ( $q$ ) et par les multiplications successives d’une des trois matrices

21. Le terme « rigidement » est pris ici dans son sens mécanique du terme, c’est-à-dire que le système n’admet pas de déformation possible. En d’autres mots, la transformation avec son repère d’attache est constante.

22. Les matrices de transformation homogène sont des matrices qui décrivent à la fois la transformation de translation ( $\mathbf{t}$ ) et de rotation ( $R$ ) entre deux repères inertiels. La forme de cette matrice de  $4 \times 4$  éléments est :

$$T = \begin{bmatrix} R_{3 \times 3} & \mathbf{t}_{3 \times 1} \\ 0 & 1 \end{bmatrix}_{4 \times 4}$$



homogènes de base dans l'ordre défini par le modèle (Eberly, 2008). Par exemple, si l'attitude du segment  $S$  est décrite par les composantes 10 à 12 du vecteur  $q$  et que ces composantes sont respectivement les rotations  $y$ ,  $x$  et  $z$  sans translation, alors la transformation du segment  $S$  par rapport à  $S - 1$  est :

$${}^{S-1}T_S = T_y(q_{10})T_x(q_{11})T_z(q_{12})$$

où les matrices  $T_x(\psi)$ ,  $T_y(\theta)$  et  $T_z(\phi)$  sont les matrices homogène de base respectivement définies par

$$\begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & t_x \\ 0 & \cos(\psi) & -\sin(\psi) & t_y \\ 0 & \sin(\psi) & \cos(\psi) & t_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}, \begin{bmatrix} \cos(\theta) & 0 & \sin(\theta) & t_x \\ 0 & 1 & 0 & t_y \\ -\sin(\theta) & 0 & \cos(\theta) & t_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \text{ et } \begin{bmatrix} \cos(\phi) & -\sin(\phi) & 0 & t_x \\ \sin(\phi) & \cos(\phi) & 0 & t_y \\ 0 & 0 & 1 & t_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}.$$

avec  $t_x = t_y = t_z = 0$ <sup>23</sup>.

Prise seule, la cinématique directe est essentiellement une opération qui permet la représentation 3D d'un modèle. Ainsi, en pratique, un calcul de cinématique directe est réalisé pour les points de tous les segments du modèle. Le résultat est alors généralement consigné dans une matrice ( $K(q)$ ) contenant l'ensemble des points en 3D :

$$K(q) \in \mathbb{R}^{4 \times N}$$

où  $N$  est le nombre total de points du modèle.

Dans le cas où des mesures réelles sont prises, en soustrayant  $K(q)$  aux points mesurés par un système optoélectronique ( $\hat{P}$ ), il est possible de calculer des distances (nommées erreurs) entre les valeurs prédites à une configuration  $q$  donnée et ces valeurs réelles. En trouvant la configuration  $q$  qui minimise la somme quadratique de ces erreurs, il est possible de déduire par le fait même les angles réalisés par la personne lors de la prise de mesure. Ce procédé se nomme cinématique inverse. Une des formalisations possibles pour réaliser cette opération — et la plus utilisée — est celle d'une optimisation cinématique multicorps (Lu et O'Connor, 1999; Roux *et al.*, 2002; Begon *et al.*, 2018) :

$$\min_q \frac{1}{2} \sum_{i=0}^4 \sum_{j=0}^N (K(q)_{ij} - \hat{P}_{ij})^2$$

où  $X_{ij}$  correspond l'entrée de la ligne  $i$  et de la colonne  $j$  de la matrice correspondante.

Par nature, cette approche est une approche statique (par opposition à dynamique, voir Section 1.2.1.2) qui produit des résultats mitigés lorsque les variables d'intérêt sont la vitesse ou l'accélération du système. Ceci est principalement dû à l'amplification des hautes fréquences lors du calcul des dérivées. Une solution de remplacement est l'utilisation de filtre

23. Pour les cas où une translation est présente dans le vecteur des coordonnées généralisées, alors  $t_x$ ,  $t_y$  et  $t_z$  prennent respectivement les valeurs du DDL qui leur est associé, mais seulement pour la première matrice (les autres matrices conservant  $t_x = t_y = t_z = 0$ ).



de Kalman étendu. Je ne détaillerai pas cet algorithme ici, mais le lecteur intéressé est invité à se référer à ses différentes applications en biomécanique (Cerveri *et al.*, 2003; De Groot *et al.*, 2008; Fohanno *et al.*, 2010).

1.2.1.4. *L'analyse dynamique.* Alors que l'analyse cinématique s'intéresse au mouvement en soi, l'analyse dynamique s'intéresse à ses causes, en l'occurrence les forces appliquées sur le modèle qui le mettent en mouvement. Conceptuellement, l'idée est de résoudre les équations qui mettent en lien des forces et des accélérations, dites équations de dynamiques. La plus connue est certainement celle sous le formalisme de Newton (1687)<sup>24</sup> :

$$\sum F_{\text{ext}} = ma$$

Malgré sa grande popularité, le formalisme newtonien n'est pas le plus efficace pour représenter la dynamique des corps rigides. Au contraire, la mécanique lagrangienne prend avantage de la représentation par coordonnées généralisées et offre ainsi une représentation plus utile de la dynamique. Je ne dérive pas ici les équations du mouvement — le lecteur intéressé peut se référer à Morin (2008) qui fait la démonstration de la résolution des équations d'Euler-Lagrange pour le mouvement —, mais j'en rapporte simplement le résultat qui nous intéresse, tel que décrit par Featherstone (2014) :

$$\tau = M(q)\ddot{q} + N(q, \dot{q}, F_{\text{ext}})$$

où  $q$ ,  $\dot{q}$  et  $\ddot{q}$  sont respectivement les coordonnées, vitesses et accélérations généralisées,  $M(q)$  est la matrice de masse du système,  $N(q, \dot{q}, F_{\text{ext}})$  est les effets de biais (forces de Coriolis, centrifuge et de gravité),  $F_{\text{ext}}$  est des forces externes agissant sur les segments, et  $\tau$  regroupe les efforts généralisés. Une version contrainte de cette équation existe également, permettant de forcer le système à avoir certains points d'accélération nulle, ce qui est pratique pour simuler des contacts au sol, par exemple.

Réaliser une dynamique directe ou une dynamique inverse revient à résoudre cette équation dans un sens ou dans l'autre. On appellera dynamique inverse sa résolution pour évaluer  $\tau$ , car l'on tente ainsi de retrouver la cause (les efforts généralisés dans ce cas-ci) qui expliquent une certaine conséquence connue (le mouvement représenté par  $\ddot{q}$ ). Cette résolution va, en effet, dans le sens causal inverse (de la conséquence vers la cause). Le plus grand enjeu pour résoudre cette équation dans ce sens est de réussir à estimer correctement les termes  $\dot{q}$  et  $\ddot{q}$ . En effet, puisque la dynamique inverse fait généralement suite à la cinématique inverse, ces deux termes sont souvent obtenus par différences finies. Or, comme il a été mentionné précédemment, cette méthode a tendance à amplifier les hautes fréquences, ce qui produit de larges erreurs au fur et à mesure que l'on dérive. Une solution, qui est la même que mentionné pour la cinématique inverse, est d'utiliser un filtre de Kalman étendu qui

24. Équation qui n'est cependant pas complète sans celle d'Euler, soit le pendant en rotation de cette même équation.





réduit la propagation des erreurs de hautes fréquences en prédisant les états dérivés plutôt qu'en les calculant.

La dynamique directe, quant à elle, consiste à isoler et résoudre pour le terme  $\ddot{q}$ , comme suit :

$$\ddot{q} = M(q)^{-1}(\tau - N(q, \dot{q}, F_{\text{ext}}))$$

Numériquement, cette opération pose des problèmes. Le premier problème est que le calcul d'une inversion de matrice (dans ce cas-ci, la matrice de masse  $M(q)$ ) est une opération longue et coûteuse. Or, comme il sera mentionné à répétition dans ce chapitre, dans un contexte de simulation prédictive, il faut éviter les calculs qui prennent du temps à réaliser. Pour remédier à cette situation, l'utilisation de méthodes d'algèbre linéaire de résolution sans inversion de matrice, comme l'algorithme de corps articulés<sup>25</sup>, peuvent être utilisées (Featherstone, 2014). La seconde problématique, qui est également tributaire de l'inversion de la matrice de masse, est son conditionnement. Si le modèle contient des segments avec des masses qui diffèrent entre elles de plusieurs ordres de grandeur, la matrice de masse devient mal conditionnée, ce qui la rend difficile à inverser (Featherstone, 2014). Or, dans le corps humain, il y a effectivement des différences notables entre la masse des segments ; on n'a qu'à penser, par exemple, au thorax en comparaison à une phalange. La parade à cette problématique est de limiter la modélisation du corps à des segments ayant des masses relativement proches l'une de l'autre. On s'astreindra, par exemple, de modéliser le détail des articulations de la main, pour la remplacer par un solide sans articulation si le thorax est présent dans le modèle.

Il est à noter à ce stade que, autant pour la dynamique inverse que directe, la provenance des efforts généralisés ( $\tau$ ) n'est pas nécessairement connue. En fait, le vecteur  $\tau$  correspond plutôt à une collection d'efforts nets qui intègrent, dans un unique vecteur, plusieurs forces potentiellement opposées agissant sur le même degré de liberté. Typiquement, les contractions musculaires produisent ce genre d'effet. Ceci peut être problématique, car il existe une infinité de combinaisons possibles pour chaque élément de  $\tau$ . Pour s'en convaincre, on peut imaginer un cas simpliste d'un système à un seul degré de liberté dont la dynamique inverse donne  $\tau_0 = 0$  (N ou Nm). Une première solution possible est qu'il n'y a effectivement aucune force dans le système, mais une autre est qu'il y a une paire de force de même valeur mais opposées, soit  $(-1; 1)$  ou  $(-10; 10)$ . Il pourrait également s'agir de trois, quatre ou une infinité de forces dont la somme est nulle. Bref, il n'y a pas de moyen simple de connaître la vraie nature des efforts nets estimés et l'on acceptera, à défaut de mieux, la réponse la plus simple ; dans ce cas-ci, aucune force. Or, le détail des forces est précisément la variable d'intérêt en dynamique inverse, ce qui est, à mon sens, un argument en faveur de l'utilisation du flux direct.

---

25. Traduction libre de : « *Articulated Body Algorithm* » .





1.2.1.5. *L'analyse musculaire.* Les muscles sont l'origine des forces chez l'humain et, par conséquent, des mouvements volontaires du corps, concept que j'appelle ici « effet musculaire »<sup>26</sup>. Ainsi, l'analyse des patrons musculaires — soit de l'amplitude de l'activation des muscles au cours du temps — est généralement l'analyse qui suit celle dynamique. Encore une fois, les deux directions du flux sont possibles.

Le flux direct (l'effet musculaire direct) permet d'estimer, à partir d'un niveau d'activation musculaire donné, l'effort articulaire généré par un muscle. La transformation de l'influx nerveux en force musculaire sera discutée plus en détail dans la partie de modélisation du muscle (voir Section 1.2.3). Pour des fins d'explication, nous faisons donc l'hypothèse que, peu importe comment cela a été obtenu, la force musculaire est une valeur connue. Conséquemment, c'est le transfert de cette force musculaire vers la ou les articulations que le muscle traverse qui va nous intéresser ici. Pour ce faire, les muscles seront généralement approximatés par une structure en une dimension (1D), tel un ressort ou une corde. Ainsi, en connaissant le point d'attache (soit l'origine ou l'insertion) d'un muscle  $i$  sur un segment  $S$  ainsi que l'orientation de ce muscle à ce point d'attache ( $P_m^i$ ), alors l'effet de la force musculaire de ce muscle  $F_m^i$  revient à calculer l'effet d'une force via son bras de levier avec la simple équation :

$$\tau_m^{ij} = \begin{cases} F_m^i \times P_m^i, & j \in \{0, 1, \dots, n\} \quad , \text{ si } O_S \leq j \leq I_S \\ 0 & , \text{ sinon} \end{cases}$$

où  $\tau_m^{ij}$  est l'effort produit par le muscle  $i$  à l'articulation  $j$ , pour chacune des  $n$  articulation du modèle, à condition que l'articulation  $j$  soit comprise entre le segment d'attache de l'origine ( $O_S$ ) et d'insertion ( $I_S$ ). Ce calcul fonctionne bien pour les muscles monoarticulaires. Cependant, pour les muscles bi- ou pluri-articulaires, le concept de bras de levier perd son sens pour les articulations qui ne sont pas directement adjacentes aux points d'attache. Une méthode efficace pour estimer l'effet musculaire dans un cas de muscles pluriarticulaires est par la puissance virtuelle. Celle-ci consiste à déterminer le vecteur d'efforts généralisés ( $\tau_m$ ) en multipliant la jacobienne transposée des longueurs musculaires par rapport aux coordonnées généralisées ( $J_{l_m}^T$ ) par le vecteur réunissant les forces musculaires de tous les muscles ( $F_m$ ) :

$$\tau_m = -J_{l_m}^T F_m$$

Conceptuellement,  $J_{l_m}^T$  joue le rôle de bras de levier et ne dépend que de la géométrie du système (via les coordonnées généralisées). Pour des modèles par points de passage (le concept des points de passage est discuté à la Section 1.2.3.2), la construction de cette matrice jacobienne pour chaque muscle (un muscle par ligne) se fait en faisant la somme des jacobiennes des différences des points de passage ( $p$ ) et du précédent ( $p^{i-1}$ ) projeté sur le vecteur qui

26. Il n'existe aucun terme dans la littérature pour décrire l'effet en termes d'efforts articulaires de l'action musculaire. Je propose donc ici ce terme d'« effet musculaire » pour désigner ce phénomène.



les sous-tend (Menon *et al.*, 2020) :

$$J_{l_m^j} = \sum_{i=1}^P \frac{d^T}{\|d\|} (J_{l_m^j}^i - J_{l_m^j}^{i-1})$$

où  $P$  est le nombre de points de passage du muscle  $j$  du modèle et  $d = p^i - p^{i-1}$ . Par contre, pour des modèles plus précis, utilisant par exemple des objets de contournement, qui nécessitent le calcul de géodésique pour déterminer le chemin musculaire, le calcul analytique de cette jacobienne n'est, à ma connaissance, pas connu. L'utilisation de différences finies est alors nécessaire, mais rend le calcul trop lent pour être utilisé dans un contexte de simulation prédictive.

Le principal avantage du flux direct est qu'il peut être utilisé pour générer une cinématique complète, dynamiquement cohérente, de l'excitation musculaire à la position de repères cutanés. Cependant, en pratique, principalement à cause de la dérive d'intégration et de l'imprécision des modèles, pour que l'effet musculaire direct soit utile, elle doit être couplée à de l'optimisation dynamique, notamment la commande optimale (ceci est le sujet de la Section 1.3.1).

Concluons sur les analyses en biomécanique avec le flux inverse de l'effet musculaire. Alors que le flux direct suppose la connaissance de patrons musculaires pour en déduire les efforts articulaires (et potentiellement la cinématique associée), le flux inverse commence des efforts articulaires et tente de retrouver les patrons musculaires qui les expliquent. De façon similaire à la cinématique inverse, due à la redondance musculaire, cette opération nécessite une optimisation pour être réalisée, nommée optimisation statique (Anderson et Pandy, 2001; Seth *et al.*, 2018; Michaud et Begon, 2020). Brièvement, l'idée est de trouver un ensemble minimisé d'activités musculaires de tous les muscles ( $\alpha$ ) qui reproduisent un effort généralisé ( $\tau_{id}$ ) donné (généralement obtenu par dynamique inverse). Pour diverses raisons — tels que des muscles trop faibles ou manquants ou des chemins musculaires incohérents —, certaines configurations n'admettent pas de solution purement musculaire. La méthode pour résoudre ce problème est d'ajouter des efforts résiduels ( $\tau_{res}$ ), dont on minimise au plus possible l'utilisation. Ces  $\tau_{res}$  ne correspondent à rien de physique et sont donc, en quelque sorte, une représentation de l'incohérence du modèle à réaliser le geste analysé. L'équation d'optimisation ressemble alors à celle-ci :

$$\begin{aligned} \min_{\alpha, \tau_{res}} \quad & \omega_\alpha \sum_{i=0}^m (\alpha_i)^p + \omega_{\tau_{res}} \tau_{res}^T \tau_{res} \\ \text{s.c.} \quad & \tau_{id} = \tau_m(\alpha, q, \dot{q}) + \tau_{res} \end{aligned}$$

où  $m$  est le nombre de muscles,  $p$  est l'ordre de minimisation (généralement égal à 2), et  $\omega_\alpha$  et  $\omega_{\tau_{res}}$  sont des valeurs de pondération pour les activations et les efforts résiduels, respectivement. Ceux-ci marquent l'importance relative donnée à chaque variable d'optimisation. Deux



principaux problèmes sont à noter lors de l'utilisation de l'optimisation statique. La première est l'incohérence dynamique qu'elle implique. En effet, tout comme la cinématique inverse, l'optimisation statique analyse le mouvement image par image, sans imposer de contrainte quant à la vitesse de changement d'activation des muscles d'un instant à l'autre. Des tentatives ont été faites pour augmenter la cohérence dynamique en créant une dépendance temporelle entre les images, mais ceci s'est avéré très marginalement avantageux (Anderson et Pandy, 2001). La seconde problématique est que, due à la formulation par minimisation, le résultat obtenu minimise la cocontraction musculaire, ce qui n'est pas nécessairement observé chez l'humain. D'autres approches sont possibles (Assila *et al.*, 2020), notamment de modifier le terme de minimisation de  $\alpha$  en ajoutant des mesures d'observation d'EMG de cette façon :

$$\sum_{i=0}^m (\alpha_i - \text{EMG}_i)^p$$

avec  $\text{EMG}_i = 0$  si l'activité du muscle n'a pas été mesurée. Les mesures EMG sont cependant notablement connues pour être peu fiables quant à leur valeur numérique et sont généralement incomplètes, et ce en raison des muscles profonds difficiles à mesurer. Bref, l'effet musculaire inverse est entaché d'une large erreur, mais est facile et rapide à calculer, ce qui explique sa grande utilisation encore aujourd'hui.

Maintenant que les principales analyses en biomécanique ont été présentées, il est possible de s'intéresser aux modèles utilisés par ces analyses. C'est le sujet de la section suivante.

## 1.2.2. La modélisation squelettique

La représentation du corps humain dans l'espace ainsi que l'estimation des effets de son interaction avec l'environnement est appelée modélisation squelettique ; la raison évidente de cette nomenclature étant que le support principal du mouvement humaine est, de par sa rigidité, le squelette. Pour approximer le squelette, il existe plusieurs méthodes que l'on pourrait classer en deux catégories : celles qui considèrent chaque os comme des éléments indéformables et celles qui les considèrent déformables. La méthode qui est retenue dans le cadre de cette thèse est celle par éléments indéformables, plus précisément par le formalisme des coordonnées généralisées. Cette section présente les principales raisons pour ce choix.

1.2.2.1. *Le type de modélisation.* Il ne fait aucun doute qu'à des forces et contraintes suffisantes, les os sont effectivement des structures déformables, ce qui donne *à priori* un net avantage à la modélisation par éléments déformables.

La plus commune de ces méthodes est la méthode par éléments finis. De façon simplifiée, cette méthode discrétise le corps par un pavage de polyèdres dont il est relativement simple de décrire le comportement d'interaction (Brown, 2004). Ainsi, à la condition de connaître les caractéristiques mécaniques (rigidité, densité, etc.) d'un objet, ici un os, il est possible



de simuler son comportement dans un ensemble de situations variées. La précision de cette méthode est grande et s'avère d'ailleurs utile dans le domaine de l'étude des blessures traumatiques. Le problème est cependant son long temps de calcul. Dans un contexte de simulation prédictive, la dynamique directe est appelée plusieurs centaines de milliers, voire de millions de fois. Pour être viable, ce calcul doit alors pouvoir se faire à l'intérieur d'un temps dont l'ordre de grandeur est la milliseconde. Or, il n'est pas rare qu'un seul mouvement réalisé par éléments finis prenne plusieurs minutes/heures à être généré, ce qui discrédite son utilisation dans ce contexte.

Modéliser les segments corporels par des objets indéformables, appelés corps rigides, simplifie drastiquement la modélisation et les calculs. Il n'est alors plus nécessaire de connaître les caractéristiques mécaniques des segments, mais simplement celles d'un point virtuel qui se comporte tel que l'élément modélisé; ce point est le centre de masse (ce qui n'est pas trivial non plus, mais demeure largement plus simple). Il ne reste alors qu'à résoudre des équations de la dynamique (voir la Section 1.2.1.4 pour le détail des équations de la dynamique) largement simplifiée pour simuler l'évolution du système. Ceci a l'avantage évident d'être extrêmement rapide et suffisamment précis pour la très grande majorité des contextes d'étude en biomécanique — incluant le contexte musical étudié dans le cadre de cette thèse —, où les forces externes ne déforment pas les os.

1.2.2.2. *Le formalisme des modèles à corps rigides.* Les formalismes par coordonnées naturelles et coordonnées généralisées sont les deux principaux formalismes actuellement utilisés en biomécanique. Les deux possèdent des avantages et inconvénients qui les rendent performant selon les situations. Aussi, il n'existe pas, à ma connaissance, de consensus clair quant à la supériorité absolue d'une méthode sur l'autre.

La première, les coordonnées naturelles, s'utilisent via un processus d'optimisation avec contraintes, même pour la cinématique directe. L'objectif est alors de positionner optimalement dans le plan cartésien tous les repères corporels d'intérêt, sous contrainte de distances constantes entre les différents points et repères. La philosophie de cette méthode est de troquer la non linéarité des systèmes cinématique et dynamique — puisque aucun angle n'est nécessaire pour décrire l'état du système, il n'y a pas de fonctions sinus et cosinus inhérentes aux systèmes en rotation présents dans les autres formalismes — pour un ensemble de contraintes potentiellement plus faciles à gérer. Puisque ces contraintes sont *à priori* facilement dérivables, ceci rend cette méthode efficace lorsqu'elle est utilisée avec un solveur par descente de gradient (de Jalón, 2007). La principale critique que l'on pourrait formuler pour ce formalisme est que dû à la nature des contraintes, il est impératif d'utiliser des solveurs d'équations différentielles algébriques (*differential-algebraic system of equations* (DAE)) lors de la résolution numérique de l'intégration de la dynamique. Or, ces solveurs sont plus lents



que ceux d'équations différentielles ordinaires (ODE) dont peuvent bénéficier des coordonnées généralisées. Malgré tout, l'utilisation des coordonnées naturelles remonte aux années 1980 (de Jalón, 2007) et se poursuit aujourd'hui (Czaplicki, 2007; Dumas *et al.*, 2019), signe de l'intérêt de ce formalisme en biomécanique.

Pour sa part, le formalisme par coordonnées généralisées représente le corps par une série de segments dont on n'a qu'à définir les angles (et au besoin les translations) qui les séparent. Le nombre d'angles nécessaires pour décrire l'état du système définit alors le nombre de degrés de liberté (DDL) du modèle. L'avantage des coordonnées généralisées est qu'il est possible de seulement définir les DDL nécessaires à la modélisation. Ceci permet de réduire le niveau de complexité du modèle en ne s'intéressant qu'aux mouvements requis par une analyse particulière. D'un autre côté, les principales critiques faites à ce formalisme est la difficulté notable de calculer les dérivées du système (Carpentier et Mansard, 2018) et la difficulté de l'inversion de la matrice de masse lors du calcul de la dynamique directe (voir Section 1.2.1.4). Pour résoudre le premier problème, traditionnellement, les biomécaniciens ont utilisé l'approche par différences finies. Outre les problèmes numériques associés à son utilisation, cette méthode est un problème combinatoire qui devient rapidement long à réaliser pour des modèles à plusieurs DDL. Par contre, en ligne avec les travaux de Falisse *et al.* (2019a), l'utilisation de bibliothèque de différentiation algorithmique, tel que CasADi (Andersson *et al.*, 2019), pourrait permettre d'obtenir de façon automatisée et efficace ces dérivées (ceci sera revisité dans la Section 2.2.2.2). Pour contrer le second problème, des algorithmes de résolution de dynamique directe sans inversion de matrice ont été développés (Featherstone, 2014) (notamment implémentés dans RBDL). Dans tous les cas, l'utilisation des coordonnées généralisées est extensive en biomécanique (Huston, 2008; Seth *et al.*, 2018), particulièrement pour le flux inverse.

Dans un contexte de simulation prédictive, il n'y a pas de consensus clair sur quel formalisme est à préférer. Serrancolí et Pàmies-Vilà (2019) ont récemment tenté de répondre à cette lacune en comparant la performance des deux formalismes lors de la résolution d'un même problème de commande optimale. Ils ont obtenu une meilleure convergence (c'est-à-dire moins d'itérations réalisées par l'optimiseur) avec les coordonnées naturelles. De façon surprenante par contre, ils ne rapportent pas les temps par itération, ce qui ne permet pas de connaître le temps total réel pris par chaque méthode, ce qui est, au final, ce qui importe vraiment. En effet, tel que discuté précédemment, il est attendu que les simulations directes soient plus beaucoup plus lentes à réaliser par les coordonnées naturelles à cause de l'utilisation d'un DAE plutôt que d'un ODE, augmentant *de facto* le temps par itération. Aussi, la supériorité présumée de cette méthode est probablement dépendante de la tâche réalisée, comme souvent en biomécanique. Bref, en absence de consensus clair, la plus grande utilisation des coordonnées généralisées par la communauté biomécanique et l'expectative d'une



plus grande rapidité à leur utilisation expliquent l'adoption des coordonnées généralisées comme formalisme pour la suite des travaux rapportés dans cette thèse.

### 1.2.3. La modélisation musculosquelettique

La modélisation musculosquelettique est simplement l'ajout d'une couche musculaire aux modèles squelettiques pour actionner le système (plutôt que par les couples articulaires). En un sens, elle est ce qui distingue le plus la biomécanique de la robotique ; alors que les actionneurs du mouvement de ce dernier sont des moteurs directement aux articulations ; ceux des modèles musculosquelettiques sont une structure qui modélisent les muscles, et donc qui ne fonctionnent qu'en traction via une accroche sur les segments. Comme on l'imagine, la modélisation anatomique et physiologique des muscles peut rapidement devenir complexe et lourde en termes de calculs. Afin de simplifier cette modélisation, il est commun de séparer le muscle en deux composantes : la composante de production de la force et la composante géométrique qui distribue cette force.

1.2.3.1. *La production de la force.* De façon macroscopique, il est possible de considérer le muscle comme un convertisseur de signal. En entrée, il y a l'influx nerveux — originaire du cortex moteur du cerveau —, qui transporte un signal de production de force à un muscle, et en sortie, la force motrice convertie à partir de ce signal. Suivant cette représentation, il est pratique d'assimiler l'influx nerveux à un signal analogique échelonné de complètement éteint à pleinement ouvert (0 à 100%). Bien que cette analogie soit assez loin du fonctionnement musculaire réel, il s'agit tout de même, en pratique, d'une bonne approximation de la sommation temporelle et spatiale qui gouverne les muscles.

La fonction de conversion du signal neural en force musculaire peut prendre différentes formes. La plus simple est de considérer que la force musculaire produite ( $F_m$ ) est linéaire par rapport à la commande motrice ( $\alpha$ ), selon la relation  $F_m = \alpha F_m^{\max}$ , où  $F_m^{\max}$  est la force maximale du muscle (Thelen, 2003). Cette modélisation fait cependant fi du fait que la force musculaire maximale est, en réalité, dépendante de l'allongement musculaire ( $l_m$ ) et de sa vitesse d'allongement ( $v_m$ ) (Hill, 1938). Il convient donc de calculer une force musculaire maximale effective ( $F_m^0$ ), soit  $F_m^0 = f(l_m, v_m, F_m^{\max})$ , avant de la moduler par l'activation ( $F_m = \alpha F_m^0$ ). Plusieurs fonctions pour modéliser cette relation ont été proposées, la plupart dérivées de l'implémentation originale de Hill (Winters, 1990; Thelen, 2003; Millard et Delp, 2013). Typiquement, les variables les plus importantes dans ces modèles dits de Hill sont la longueur optimale du muscle (*optimal fiber length*), la longueur du tendon au repos (*tendon slack length*), l'angle de pennation du muscle (*pennation angle*) et la force maximale isométrique du muscle (Blache *et al.*, 2019). La paramétrisation de ces variables pour chaque muscle du modèle est un défi majeur ; bien que plusieurs modèles existent pour



l'épaule, aucun n'est réellement satisfaisant. La Section 1.2.5 présente et critique certains de ces modèles.

1.2.3.2. *La géométrie musculaire.* La seconde composante de la modélisation musculaire est la représentation géométrique du muscle dans l'espace. Structurellement parlant, les éléments à représenter sont le ventre musculaire et le tendon. Bien qu'ils soient des objets tridimensionnels complexes qui se déforment en fonction de leurs longueur et activité, ils sont souvent modélisés en biomécanique par une simple ligne. L'estimation de la longueur musculaire devient alors, en première approche, simplement la distance Euclidienne entre le point d'origine et le point d'insertion, soit les points d'attache osseux. Cette méthode a cependant le défaut de ne pas prendre en compte le contournement osseux réalisé par les muscles et sous-estime donc leur longueur. Une solution est l'utilisation d'objets de contournement<sup>27</sup> — comme des sphères, des cylindres ou des tores —, juxtaposés à l'os afin de forcer leur contournement par les muscles. Cette méthode génère ainsi des longueurs musculaires plus réalistes, mais demande de résoudre des géodésiques à chaque fois que le modèle est réorienté (Marsden *et al.*, 2008; Scholz *et al.*, 2016). Ceci augmente drastiquement son coût numérique, même pour de la simple cinématique directe, ce qui la rend pratiquement inutilisable en simulation prédictive. L'utilisation de points de passage<sup>28</sup> — en supplément ou en remplacement des objets de contournement — que le muscle est obligé de suivre est une méthode généralement plus rapide. Cette méthode permet d'allonger la longueur du muscle en plus d'assurer un bras de levier relativement cohérent. Celle-ci a, par contre, le désavantage de créer des chemins musculaires incohérents pour les muscles attachés sur des segments qui ont de grandes amplitudes de mouvement ou sur des segments dont les rotations sur les trois axes sont non négligeables (Gatti et Hughes, 2009).

## 1.2.4. La personnalisation des modèles

Comme nous l'avons vu dans les sections précédentes, le plus souvent en biomécanique, la modélisation se fait sous la forme de mise en équations. Ces équations sont conceptualisées et paramétrisées<sup>29</sup> afin que le comportement du modèle se calque suffisamment à la réalité qu'il représente, soit le corps humain dans l'espace. Alors que la conceptualisation des équations décrivant le corps humain est bien avancée dans la littérature — autant pour la modélisation squelettique du haut et du bas du corps (Duprey *et al.*, 2017; Han *et al.*, 2017; Begon *et al.*,

---

27. Traduction libre de : « *Wrapping objects* » .

28. Traduction libre de : « *Via points* » .

29. L'action de conceptualiser une équation est celle de donner sa forme. On peut, par exemple, approximer le phénomène par des relations linéaires, polynomiales, exponentielles, etc. ou par des compositions de ces relations. Celle de paramétriser est celle de trouver les valeurs des coefficients de l'équation. Cette deuxième étape intervient au moment d'adapter un modèle générique à une situation précise et nécessite généralement des données réelles avec lesquelles comparer le comportement de l'équation.





2018) que pour la modélisation musculosquelettique —, la paramétrisation de ces équations demeure un défi.

Le but de la paramétrisation dans ce contexte est de représenter individuellement les humains modélisés, le terme *personnaliser* est alors souvent employé. Un exemple de cette difficulté est la paramétrisation pour les modèles squelettiques, où il est souvent nécessaire de connaître les paramètres inertiels (soit la masse, la position du centre de masse et la matrice d’inertie) de chaque segment corporel. Or, il est pratiquement impossible de mesurer directement ces éléments sans utiliser des méthodes invasives et onéreuses, comme de l’imagerie. Le plus souvent, une approximation via des tables populationnelles (basées sur plus ou moins de mesures corporelles selon la précision de la table choisie) sera utilisée (de Leva, 1996; Winter, 2009; Merrill *et al.*, 2019). Cependant, par définition, ces tables ne peuvent capturer l’individualité de chaque participant, représentant tout le monde grossièrement de façon similaire. Des approches géométriques dont l’objectif est d’approcher les segments corporels par un ensemble de polyèdres sont possibles pour individualiser les modèles. Ces méthodes sont plus précises que les tables anthropométriques, mais sont plus longues à mettre en place dû au nombre élevé de mesures à réaliser (Yeadon, 1990; Hatze, 1980). Dans tous les cas, la subtilité consiste à connaître suffisamment la marge d’erreur acceptable sur chaque paramètre afin de déterminer le niveau d’erreur acceptable pour une simulation donnée.

La caractérisation de cette marge d’erreur est souvent faite via des études de sensibilité. Mais ces analyses sont longues à réaliser et, dans le cas de la modélisation squelettique et musculosquelettique, elles peuvent être inutilement invasives. Aussi, lorsque celles-ci mettent en lumière des paramètres importants, mais difficiles à mesurer (Scovil et Ronsky, 2006; Blache *et al.*, 2019), il n’y a souvent d’autres choix que d’accepter l’erreur de modélisation comme elle est, car il n’est simplement pas possible de paramétrer les modèles. Dans le cadre de la simulation prédictive, tel que réalisé dans cette thèse, l’utilisation d’un modèle générique semble être un choix acceptable.

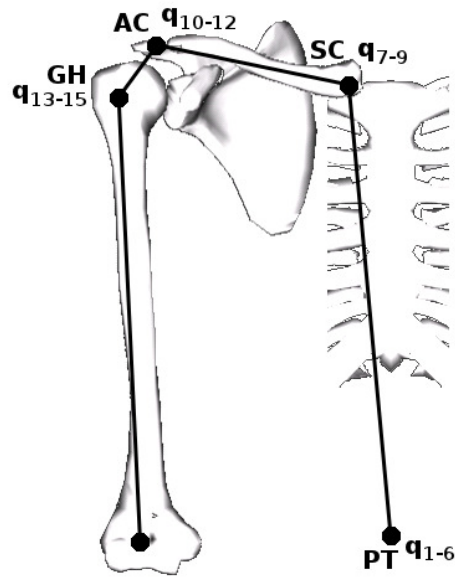
### 1.2.5. La modélisation du membre supérieur dans la littérature

Plusieurs modèles du membre supérieur dans la littérature adoptent le formalisme en coordonnées généralisées ; il serait vain de passer tous ces modèles en revue. Je me limite donc dans cette section à quelques modèles contrastants, mais représentatifs dans leur approche et dont leur critique englobe la plupart de celles que l’on puisse faire aux modèles du membre supérieur en général. Pour une revue plus complète des modèles de membres supérieurs, le lecteur intéressé peut se référer aux revues de la littérature réalisées par Prinold *et al.* (2013) et par Dao (2016).

Le premier modèle à considérer est le modèle qui a été développé au Laboratoire de Simulation et Modélisation du Mouvement (S2M) et qui est l’objet principal de mon mémoire de







**Figure 1.5** – Modèle squelettique de Jackson *et al.* (2012). Un total de neuf degrés de liberté sont présents à l'épaule, lui permettant de représenter tous les gestes possibles à l'épaule. Image tirée de Jackson *et al.* (2012), reproduction autorisée pour les coauteurs.

maîtrise (Michaud, 2012), en plus d'autres propositions d'amélioration subséquentes (Jackson *et al.*, 2012; Michaud *et al.*, 2016). La philosophie derrière ce modèle est d'être complètement construit à partir de données de repères cutanés et de mouvements standardisés. Par nature, ce modèle offre une personnalisation cinématique très grande, ce qui le rend particulièrement performant dans un contexte de cinématique inverse. En termes de DDL, ce modèle approche le complexe de l'épaule de la façon la plus libérale possible, c'est-à-dire par trois rotations à chaque articulation de l'épaule (soit les articulations sternoclaviculaire, acromioclaviculaire et glénohumérale), pour un total de neuf DDL (voir Figure 1.5). Afin de réaliser de l'analyse dynamique, le modèle doit être augmenté avec des paramètres inertiels. Ceci peut être fait en utilisant des tables anthropométriques, bien que le modèle n'ait pas été publié dans cette optique. La table de de Leva (1996) peut d'ailleurs être *de facto* utilisée, car le modèle de repères cutanés permet de déterminer toutes les dimensions requises par cette table. Trois critiques principales peuvent être faites à ce modèle. La première, qui a déjà été discutée dans la section sur la personnalisation des modèles (Section 1.2.4), concerne la problématique de l'utilisation de tables anthropométriques. La seconde critique est que le modèle ne peut pas être utilisé de façon purement simulée, en ce sens où de vraies mesures doivent avoir été préalablement acquises pour que le modèle puisse être construit en premier lieu. Ainsi, alors que la plupart des modèles squelettiques morphent un modèle générique représentatif d'un percentile connu de la population (et pouvant donc être utilisé sans être personnalisé), le



modèle de Jackson *et al.* (2012) nécessite un individu réel dont ni le percentile ni sa représentativité populationnelle n'est *à priori* connu. Ce modèle est par conséquent moins pertinent dans un contexte exploratoire de type *in silico*. Finalement, il n'y a pas encore de méthode efficace qui existe pour ajuster un modèle musculaire sur ce modèle squelettique. En fait, de façon générale, la question de la personnalisation d'un modèle musculaire pour des modèles non morphés demeure une question ouverte.

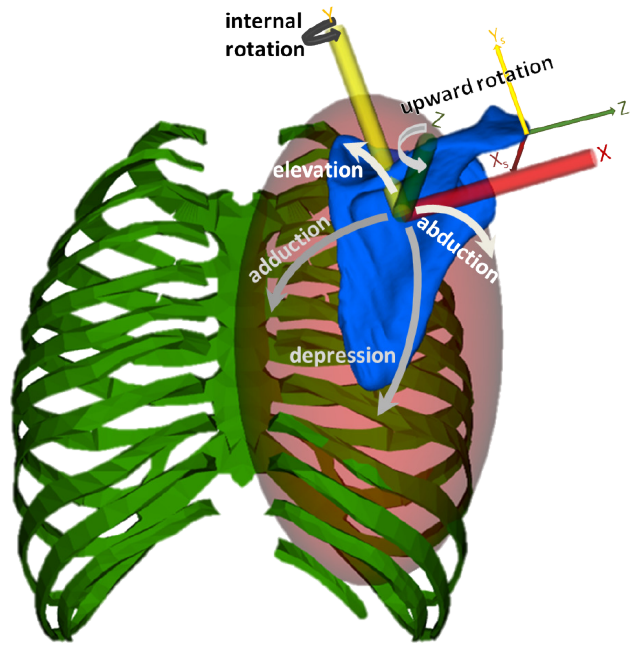
Le second modèle pertinent à discuter est celui développé par Seth *et al.* (2016). Puisqu'il est basé sur un modèle générique — qui est au besoin morphé à d'éventuelles données réelles pour le personnaliser —, ce modèle est mieux conçu pour une utilisation exploratoire. Sa particularité est d'inclure une contrainte de fermeture de boucle<sup>30</sup> entre la scapula et le thorax, structure nommée pseudo-articulation scapulothoracique (voir Figure 1.6). Ainsi, par définition, contrairement au modèle de Jackson *et al.* (2012), celui-ci conserve en permanence sa scapula collée au thorax. Ceci peut sembler de prime abord plus anatomique et donc meilleur, particulièrement dans un contexte où la mesure de la scapula est notablement difficile à mesurer (Lempereur *et al.*, 2014). C'est d'ailleurs pour cette raison que d'autres modèles ont implémenté une telle contrainte. Par exemple, le modèle de Jackson *et al.* (2012), discuté plus haut, a également été augmenté avec ce type de contrainte (Michaud *et al.*, 2017). Par contre, ces modèles qui incluent la pseudo-articulation scapulothoracique souffrent de leur principale qualité. Due à cette contrainte, il est impossible de mesurer des cinématiques où la personne éloignerait effectivement sa scapula de son thorax, notamment lors du mouvement d'aile d'ange aussi appelé *scapula alata*. Or, on en sait trop peu sur la cinématique des musicien·ne·s pour savoir s'ils adoptent ou non cette position, ce qui rend incertaine l'utilisation d'une telle contrainte. En fait, elle empêcherait même, par définition, d'étudier si cela se produit effectivement. Une autre problématique reliée à l'introduction de cette contrainte est la vitesse d'utilisation de ces modèles. Contrairement aux modèles non contraints qui réalisent la dynamique directe en une fraction de seconde, la performance autorapportée du modèle de Seth *et al.* (2016) est d'à peine 1.6 fois plus rapide que le temps réel. Or, comme discuté précédemment, ceci est beaucoup trop lent dans un contexte de simulation prédictive.

Le dernier modèle qui mérite une attention particulière — et qui est, avec plus de 1000 citations, probablement le modèle du membre supérieur le plus connu et utilisé —, est le modèle le *Stanford-VA Upper Limb Model* (Holzbaur *et al.*, 2005). La particularité de ce modèle est d'approcher le complexe de l'épaule via des équations de régression, représentant le rythme scapulohuméral (de Groot et Brand, 2001). Ainsi, tout le complexe de l'épaule

---

30. Une fermeture de boucle est déterminée en observant l'organisation hiérarchique des segments entre eux dans la chaîne cinématique. Une organisation où la chaîne cinématique relie simultanément deux segments d'au moins deux façons différentes est dite en boucle fermée. Toutes les autres configurations sont dites en boucle ouverte. La configuration en boucle fermée est une chaîne difficile à utiliser. À l'intérieur de la partie fermée, le placement d'un segment s'influence rétroactivement, ce qui limite le positionnement segmentaire permis et complexifie le calcul des différentes matrices jacobiniennes par rapport aux coordonnées généralisées.





**Figure 1.6** – Modèle squelettique de Seth *et al.* (2016). Le modèle inclut une contrainte de fermeture de boucle entre la scapula et le thorax afin de modéliser la pseudo-articulation scapulothoracique.

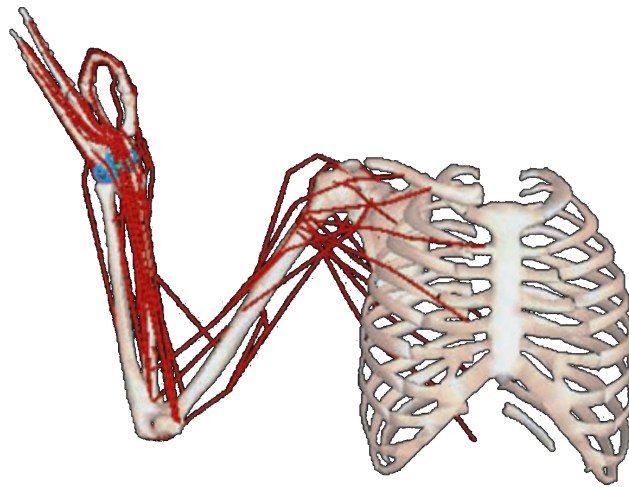
Image tirée de Seth *et al.* (2016), image publiée sous licence CC-BY.

(clavicule, scapula et humérus) est piloté par seulement trois DDL. Alors que cela crée un mouvement réaliste à tous coups, cela rend impossible de mesurer les particularités individuelles du mouvement de l'épaule, ni de mesurer des mouvements pathologiques. De plus, il est impossible de mesurer des forces intersegmentaires entre le thorax et la clavicule et entre la clavicule et la scapula, rendant le modèle pratiquement inutile dans un contexte de dynamique. Aussi, afin d'arriver à modéliser correctement en 3D les équations du rythme scapulohuméral, plusieurs segments virtuels de paramètres inertiels nuls, servant à la « dérotation »<sup>31</sup> des segments qui les précèdent, ont été ajoutés. Ce genre de segments de masse nulle a le potentiel de rendre le calcul de la dynamique du système instable, ajoutant à la difficulté d'utiliser ce modèle dans un contexte d'analyse dynamique. Le principal intérêt de ce modèle est son modèle musculaire complet qui va des muscles accrochés au thorax jusqu'aux muscles de la main. En contrepartie, ce modèle musculaire repose fondamentalement sur la cinématique articulaire contrainte du rythme scapulohuméral. En fait, due à la complexité de représenter des choses en trois dimensions, il était certainement nécessaire d'utiliser ce type de cinématique contrainte parce qu'elle permettait de valider le modèle musculaire dans un domaine d'utilisation raisonnable. Néanmoins, afin de bénéficier de ce modèle dans des contextes plus cliniques, Wu *et al.* (2016) en ont proposé une version libre,

31. Il n'existe pas vraiment de terminologie pour désigner le fait de faire une seconde rotation égale, mais de sens opposée à une première et qui a pour effet d'annuler cette première rotation. J'utilise donc ce terme parfois vu de façon impropre.



c'est-à-dire qu'ils ont retiré le rythme scapulohuméral ainsi que les segments virtuels. Le compromis qui a dû être fait pour restreindre les chemins musculaires à un domaine anatomique est l'explosion du nombre d'objets de contournement. Le modèle peut alors être utilisé dans un contexte dynamique, mais la validité du modèle musculaire demeure incertaine ; et surtout tel que mentionné précédemment, son utilisation est ralentie en raison de ces objets de contournement.



**Figure 1.7** — Modèle musculosquelettique de Holzbaur *et al.* (2005). Le modèle approxime l'épaule de façon constrictive en implémentant des équations de régression du rythme scapulohuméral.

Image tirée de Holzbaur *et al.* (2005), licence de reproduction émise par *Copyright Clearance Center's RightsLink®*.

Comme on le voit, malgré le fait que cela fait plus de 30 ans que la communauté biomécanique travaille sur la modélisation du membre supérieur — les premiers modèles mécaniques de l'épaule datant d'aussi tôt que 1987 (Engin et Peindl, 1987; Högfors *et al.*, 1987) —, les modèles squelettiques et musculosquelettiques disponibles demeurent au mieux incomplets, trop complexes ou lents à utiliser pour de la simulation prédictive. Le modèle de Wu *et al.* (2016) semble tout de même le mieux adapté à ce contexte, quoiqu'il convienne de demeurer prudent quant à son utilisation, particulièrement pour le versant musculosquelettique.

### 1.2.6. La modélisation de la fatigue à l'effort

Il n'existe jusqu'à maintenant pas de modèles musculosquelettiques qui intègrent *de facto* de la fatigue musculaire. Par contre, il est possible d'intégrer, aux modèles déjà existants, un sous-modèle qui représenterait par exemple l'état de fatigue des structures fatigables. La fatigue est cependant un vaste sujet et il convient donc de bien définir et circonscrire ce sujet pour demeurer pertinent dans le cadre des travaux de cette thèse.



1.2.6.1. *La fatigue musculaire.* Au regard de la littérature, formellement définir la fatigue musculaire demeure conjectural (Verschueren *et al.*, 2020). Certaines caractéristiques font cependant consensus. La première est que la fatigue musculaire est causée par de l'activité musculaire<sup>32</sup> (Finsterer, 2012). Ensuite, la fatigue musculaire est transitoire et réversible ; par opposition à une diminution de la performance non transitoire (ou demandant de très longues réparations musculaires) qui est alors assimilée à une blessure (Shei et Mickleborough, 2013). Finalement, bien que ceci ne soit pas systématiquement rapporté, il semble plutôt accepté que la fatigue musculaire traduise un réflexe de protection (Finsterer, 2012), notamment pour assurer le bon fonctionnement et l'intégrité du muscle lors d'une utilisation prolongée ou intense.

Dans les premières années de la caractérisation de la fatigue musculaire, celle-ci était vue comme un processus essentiellement périphérique (c'est-à-dire située au muscle lui-même). Cependant, plusieurs phénomènes ne pouvaient être expliqués par la simple fatigue périphérique, notamment une diminution de la performance observée dans un membre non utilisé pendant une tâche. Une explication complémentaire centralisée (spinal et supraspinal) était alors nécessaire (Shei et Mickleborough, 2013) pour représenter le phénomène dans sa complexité. Plus spécifiquement pour l'épaule, la mise en place d'une fatigue périphérique est sans équivoque lors de gestes d'endurance, mais la littérature demeure contradictoire quant à la fatigue centrale (Filho *et al.*, 2019). Par exemple, dans des tâches de pointage, certains auteurs ont montré une modification de la cinématique scapulaire dont la cause serait une diminution de la proprioception (Ebaugh *et al.*, 2006). Inversement, d'autres ont montré l'absence de mise en place d'effets de fatigue sur les membres controlatéraux lors de l'utilisation des membres supérieurs (Zwambag et Brown, 2015; Salvesen, 2017), ce qui suggère une fatigue localisée et non centrale. Il en va de même pour une étude portant sur les contractions sous-maximales lors de la conduite automobile, où l'absence de fatigue centrale a été notée (Hostens et Ramon, 2005). Ceci est supporté par le fait que la fatigue centrale semble mitigée lors de l'utilisation de peu d'articulations (Pageaux et Lepers, 2016) comme dans un mouvement qui ne mobilise que le membre supérieur. Bref, malgré l'absence de consensus dans la littérature, il semble que l'on puisse affirmer que le mouvement violonistique, qui est similaire à ces tâches d'endurance à l'épaule, ne nécessite pas de modéliser la fatigue centrale. Ainsi, afin de ne pas alourdir cette section, je concentrerai le reste de cette revue de la littérature sur le versant périphérique de la fatigue musculaire.

Le premier effet attendu de la fatigue musculaire est une perte nette de la force maximale qu'un muscle peut développer. Ceci correspond d'ailleurs à la première définition utilisée dans la littérature. Or, selon Macintosh et Rassier (2002), appuyés par Place et Millet (2020), cette

---

32. Ceci peut sembler être tautologique, mais ne l'est pas nécessairement puisque des processus d'origine non musculaire pourraient causer de la « fatigue musculaire », ce qui selon cette caractéristique ne les qualifieraient pas comme tel.



définition est encore trop restrictive pour décrire le phénomène. En effet, il existe des cas de fatigue musculaire où, via la diminution de la réponse musculaire aux basses fréquences, un muscle fatigué générera une même capacité maximale, mais va augmenter le temps nécessaire pour obtenir cette capacité maximale. Ils proposent donc une définition plus générique, soit : « une réponse moins importante que la réponse contractile espérée ou anticipée, pour un stimulus donné »<sup>33</sup>. Cette définition, bien qu'elle ait l'avantage d'être suffisamment générique pour inclure tous les phénomènes associés à la fatigue musculaire, implique qu'il faille connaître la réponse attendue à un stimulus donné. Dans un contexte artistique, ceci peut être difficile à mesurer, voire impossible à différencier d'autres phénomènes qui se mettent simultanément en place, comme le manque de concentration. Ceci rend cette définition difficile à modéliser, donc peu utile en pratique. De façon plus intéressante, dans leur revue systématique de la littérature sur la fatigue musculaire en contexte sportif, Verschueren *et al.* (2020) adoptent une définition plus « clinique », soit la réduction de la performance de l'athlète. Cette définition, d'un point de vue de modélisation, permet de modéliser la fatigue via la réduction de la capacité à réussir une tâche demandée.

Shei et Mickleborough (2013) divisent les causes de la fatigue musculaire en quatre thématiques regroupant chacune différents phénomènes (voir Figure 1.8). Ces thèmes sont la baisse de substrats nécessaires à la contraction, la baisse de la qualité de la contraction, un milieu musculaire inapproprié et une diminution de la perfusion sanguine. Au regard des mécanismes proposés, seul le second semble s'appliquer dans un cas de faible force répétitive tel que vécu chez les violonistes, soit la diminution au cours du temps de la relation force musculaire par rapport aux ions  $\text{Ca}^{2+}$  déversés<sup>34</sup>. La qualité de la contraction musculaire est ainsi diminuée pour une commande contractile donnée. Le corolaire est que pour produire une même contraction cible, une commande musculaire sous-maximale donnée devra être plus élevée qu'à l'ordinaire (Liu *et al.*, 2002). Ce dernier point est important, car il est une façon concrète de modéliser l'effet de la fatigue tel qu'il sera vécu chez les musicien·ne·s.

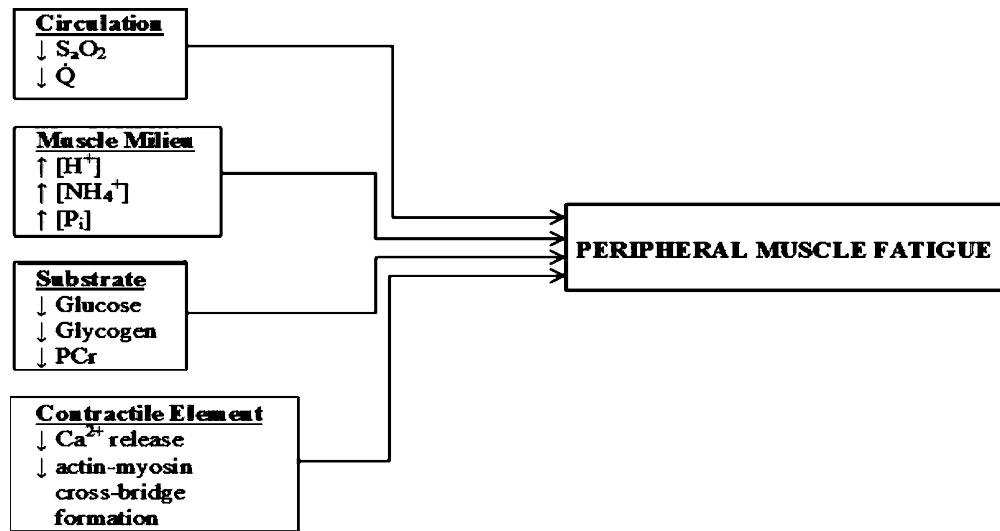
1.2.6.2. *La modélisation de la fatigue musculaire dans la littérature.* Plusieurs modèles représentant la dynamique d'évolution de la sensibilité du muscle au  $\text{Ca}^{2+}$  ont été proposés dans la littérature. Ceux-ci se classifient en deux thématiques ; ceux modélisant la dynamique de la force musculaire et ceux modélisant celle de la concentration musculaire du calcium.

33. Traduction libre de : « *A response that is less than the expected or anticipated contractile response, for a given stimulus* » (Macintosh et Rassier (2002), p.44).

34. Ceci se produirait premièrement par une diminution de la sensibilité des récepteurs à la jonction post-neuromusculaire. Ainsi, pour une même stimulation, un déversement plus faible de  $\text{Ca}^{2+}$  par le réticulum sarcoplasmique vers les myofibrilles est observé (Shei et Mickleborough, 2013). En même temps, cette diminution de sensibilité électrique favoriserait la reprise du  $\text{Ca}^{2+}$  (Macintosh et Rassier, 2002), ce qui diminuerait encore plus la qualité de la contraction musculaire. Il est également possible qu'une fois déversés dans la fibre musculaire, certains ions  $\text{Ca}^{2+}$  soient perdus et ne puissent plus contribuer aux contractions (Macintosh et Rassier, 2002). Ainsi, plus les contractions sont longues et fréquentes, plus la proportion de  $\text{Ca}^{2+}$  perdus devient importante.







**Figure 1.8** – Les quatre thématiques causant la fatigue musculaire périphérique. Image tirée de Shei et Mickleborough (2013), reproduction autorisée par *Pr. Tommy Boone, éditeur en chef.*

Concernant les modèles de la dynamique de la force musculaire, le premier à avoir été proposé est le modèle de Wexler *et al.* (1997). Celui-ci considère le muscle dans sa globalité et modélise directement l'évolution de la force au cours du temps par des équations différentielles de premier ordre. Bien que leur modèle demeure essentiellement tourné vers l'évolution de la sensibilité du muscle au calcium, leur approche a l'avantage d'inclure par défaut l'effet de tous les types de fatigue simultanément. Le résultat est cependant un modèle avec de nombreuses variables — neuf paramètres par muscle —, dont les valeurs sont toutes difficiles à paramétrer. De plus, de par sa complexité, le modèle n'a pu être validé que sur des positions statiques (Ma *et al.*, 2009).

De façon similaire, Ding *et al.* (2000) ont proposé un modèle dynamique de fatigue musculaire dont l'originalité tient au fait de considérer directement l'effet de cette fatigue sur l'effort articulaire. Au prix de cinq paramètres par muscle — paramétrisés à l'aide d'un ergomètre isocinétique —, le modèle permet de prédire l'évolution de la fatigue avec une erreur de moins de 10%. Par contre, par construction, leur modèle doit être utilisé dans la même position où il a été paramétrisé, ce qui le rend inutilisable dans le contexte de la simulation prédictive d'un mouvement. De plus, le modèle n'est probablement pas valide lorsqu'il est appliqué à des muscles pluriarticulaires ou stabilisateurs, dont l'effet sur l'articulation, mesuré par l'ergomètre, est plus difficile à isoler.

En réponse aux critiques des modèles précédents, Ma *et al.* (2009) ont produit un modèle nettement plus simple et qui peut être utilisé dans un contexte dynamique. Bien qu'étant précis dans ses prédictions, ce modèle souffre cependant de deux limites qui le rendent inutilisable dans le contexte de jeu violonistique à long terme. Premièrement, il suppose une



commande contractile maximale et invariable, c'est-à-dire que le modèle présume que le sujet force à son maximum sur toute la durée de la contraction. Ceci n'est évidemment pas le cas au violon. De plus, puisque la commande est toujours maximale, aucune modélisation de récupération de la fatigue n'est faite. Ceci vient certainement du fait que, considérant la nature globale de ce modèle, inclure la récupération aurait probablement demandé l'introduction d'un nombre trop important de variables, ce que ce modèle tentait initialement de minimiser.

1.2.6.3. *Le modèle de fatigue à trois compartiments.* Afin de conserver un nombre de variables relativement bas, une autre approche est de directement modéliser la dynamique du flux calcique (voir Figure 1.9). Dans cette optique, Liu *et al.* (2002) ont proposé un modèle par contrôle à trois compartiments ( $\mathfrak{3}_{CC}$ )<sup>35</sup>. L'idée de ce modèle est d'approcher le muscle par trois bassins — soit un bassin actif ( $M_A$ ), un bassin reposé ( $M_R$ ) et un bassin fatigué ( $M_F$ ) —, qui s'échelonnent de complètement vides à pleinement remplis ( $M_R, M_A, M_F \in [0, 1]$ ) et dont leur somme est égale à 100% ( $M_A + M_R + M_F = 1$ ). En modélisant le flux d'un bassin à l'autre (par exemple, la capacité de  $M_A$  à puiser dans  $M_R$ ), il est possible de moduler la force maximale de base du muscle ( $F_0^{\max}$ ) en fonction du remplissage des bassins :

$$F^{\max} = F_0^{\max} \times (M_F + M_R)$$

où  $F^{\max}$  est le potentiel maximal de force qu'un muscle puisse atteindre en fonction d'un remplissage donné. La principale critique que l'on puisse faire au modèle est que la dynamique telle que proposée suppose une activation musculaire binaire (soit 100% activé, soit complètement désactivé).

Le modèle proposé par Xia et Frey Law (2008), et augmenté par Looft *et al.* (2018), répond à cette critique en introduisant un facteur modulant l'activation musculaire. Bien que ce modèle demeure relativement simple en termes de variables — il ne requiert que trois variables par type de fibre musculaire par muscle (soit type I, type IIa et IIb), variables dont la paramétrisation est livrée avec le modèle —, il est parmi les modèles dynamiques les plus aboutis afin de prédire l'évolution de la fatigue musculaire périphérique.

En supposant une charge cible<sup>36</sup> ( $TL$ ) correspondant au niveau d'activation commandé par le cerveau et que cette valeur s'échelonne de complètement désactivée à complètement

35. Traduction libre de : « *Three-compartment controller* » (Xia et Frey Law, 2008).

36. Traduction libre de : « *Target Load* » (Xia et Frey Law, 2008).





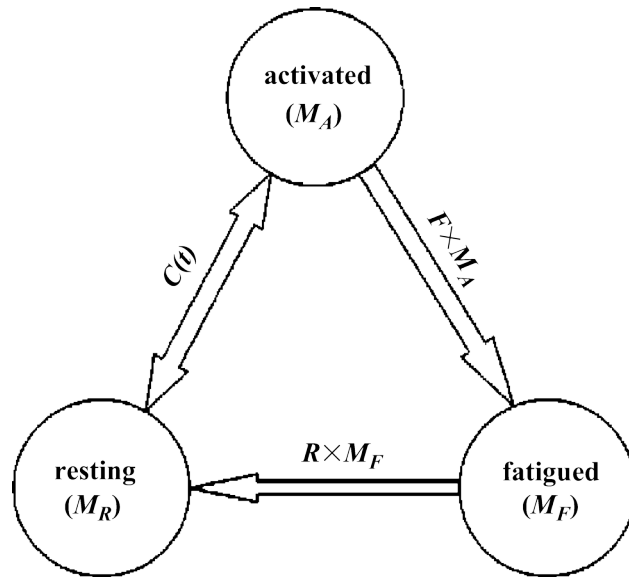
activée ( $TL \in [0, 1]$ ), la dynamique d'évolution des compartiments est modélisée comme suit :

$$\begin{aligned}\frac{dM_R}{dt} &= -C(t) + r \times R \times M_F \\ \frac{dM_A}{dt} &= C(t) - F \times M_A \\ \frac{dM_F}{dt} &= F \times M_A - R \times M_F\end{aligned}$$

avec :

$$C(t) = \begin{cases} L_D \times (TL - M_A), & \text{si } M_A < TL \text{ et } M_R > TL - M_A \\ L_D \times M_R, & \text{si } M_A < TL \text{ et } M_R < TL - M_A \\ L_R \times (TL - M_A), & \text{si } M_A \geq TL \end{cases}$$

où,  $R$ ,  $F$ ,  $L_D$  et  $L_R$  sont des constantes musculaires expérimentalement déterminées pour chaque type de fibres musculaires, prenant respectivement les valeurs de 0.01, 0.002, 10 et 10 pour des fibres musculaires de type I et  $r$  est le facteur de vitesse de récupération, prenant une valeur de 15 pour l'épaule (Looft et Frey-Law, 2020).



**Figure 1.9** – Relation entre les compartiments du modèle de fatigue à trois compartiments. Le compartiment « Activé » peut puiser dans celui d'« Au repos », mais perdre au produit de celui « Fatigué ». Les fibres fatiguées peuvent cependant revenir à un état reposé. Image tirée de Xia et Frey Law (2008), licence de reproduction émise par *Copyright Clearance Center's RightsLink®*.

1.2.6.4. *Les limites du modèle de fatigue à trois compartiments.* Malgré sa relative simplicité comparée aux autres modèles de dynamique de la fatigue musculaire, l'utilisation du modèle de Xia et Frey Law (2008) demeure un défi dans un contexte de simulation prédictive. Un premier défi réside dans l'utilisation de neuf équations de dynamique par muscles (trois



compartiments par trois types de fibres musculaires). Or, même pour un modèle musculosquelettique de l'épaule relativement simple, il est attendu à ce qu'au moins une vingtaine de muscles soient inclus, ce qui fait un total de près de 200 états différentiels (en ne comptant que ceux de la fatigue). Il apparaît alors impossible, avec la puissance de calcul actuelle, d'utiliser directement ce modèle dans un contexte de simulation prédictive. Un moyen de drastiquement réduire ce nombre est de remarquer que dans le cas d'une contraction soutenue et de faible EMG comme celle au violon (Duprey *et al.*, 2020; Ziane *et al.*, 2021) et selon l'hypothèse des fibres Cendrillons (voir la Section 1.1.3), il est attendu qu'uniquement les fibres lentes (type I) soient utilisées. Si on admet cette hypothèse, il devient possible de modéliser la dynamique de fatigue en endurance en ignorant les fibres musculaires rapides (type IIa et IIb), et ainsi de réduire à trois le nombre de variables nécessaires par muscles.

Il est possible de réduire encore plus le nombre de variables nécessaire en appliquant la fatigue non pas aux muscles du modèle, mais directement aux articulations. Ceci avait déjà été théorisé par Xia et Frey Law (2008), mais n'a été appliqué pour la première fois qu'une dizaine d'années plus tard par Cheema *et al.* (2020). Les équations elles-même n'ont pas à être modulées, mais puisqu'il n'est pas possible de considérer qu'une articulation se fatigue simultanément dans les sens positif et négatif, il devient nécessaire de séparer les deux sens des efforts généralisés (via  $\tau^+$  et  $\tau^-$ ). Ainsi, le modèle nécessite six variables par degrés de liberté (trois variables par deux directions). Malgré cela, ce nombre de variables est largement moindre que lorsque le modèle de fatigue est attaché aux muscles, puisqu'il y a généralement beaucoup plus de muscles dans un modèle musculosquelettique qu'il y a de degrés de liberté dans un modèle squelettique. En contrepartie, la granulation d'une telle modélisation étant réduite — puisque le modèle est piloté par moins d'éléments —, il est possible que l'on ne puisse pas approcher de façon suffisante la subtilité qui est obtenue lors d'une représentation musculaire. Aussi, séparer les efforts positif ( $\tau^+$ ) et négatif ( $\tau^-$ ) a le risque de rendre les optimisations instables. La raison est que chaque DDL possède alors une infinité de façon d'obtenir :  $\tau = \tau^+ + \tau^-$ . Cette avenue semble donc prometteuse dans le cas de la simulation prédictive, mais comporte des limites à explorer.

Un second défi de ce modèle est l'utilisation de conditions « si » dans les équations de dynamique (pour déterminer  $C(t)$ ), ce qui rend le modèle non dérivable en certains points. La conséquence directe de ces points non dérivables est la difficulté accrue (voire l'impossibilité) de la convergence de l'optimisation par des solveurs basés sur le gradient. Il n'y a pas de solution simple pour contourner ce problème. Une première approche pourrait être d'utiliser des logiciels de dérivation algorithmique, tel que CasADi (Andersson *et al.*, 2019), qui proposent une fonction dédiée pour les conditions « si » ainsi que sa dérivée. Cette fonction a cependant potentiellement un fort coût en temps et en utilisation de la ressource informatique, telle la mémoire vive, lors de la préparation du graphique du code pour générer les dérivées, particulièrement dans le cas où ces conditions « si » arrivent tôt dans le code.



De plus, il n'est pas clair jusqu'à quel point ceci aide vraiment la convergence d'autant que dans ce cas précis, il s'agit d'une triple condition « si ». Sinon, une autre solution pourrait être d'approcher l'ensemble des conditions via des fonctions dérivables en tous points, tel des sigmoïdes, des fonctions polynomiales ou des exponentielles (Falisse *et al.*, 2019c). Il n'est cependant pas certain que l'on puisse approcher le comportement de ces équations par ce type de fonction. Aussi, puisque la dynamique des bassins serait approchée au lieu d'être calculée, il n'y aurait plus d'assurance que la somme des trois compartiments soit de 100%, ce qui peut être problématique pour les longues intégrations.

En fait, même dans la formulation actuelle, les équations ne permettent pas d'assurer que la somme des bassins soit égale à 100%. Même en présumant qu'il n'y ait pas de dérive durant l'intégration (ce qui n'est pas certain), la dynamique de ces équations est conçue pour assurer la constance de leur somme sur l'intervalle d'intégration, mais pas forcément que cette somme ne soit 1. Il appartient en fait à l'utilisateur du modèle de s'assurer que cette somme au début de la simulation soit effectivement 100%. Dans la plupart des cas, ceci est raisonnable. Cependant, dans un contexte de simulation prédictive, ceci implique d'ajouter des contraintes supplémentaires au problème d'optimisation déjà difficile à résoudre. Des tests pilotes ont montré la complexité d'une telle contrainte. Une solution plus polyvalente serait de modifier le remplissage d'un bassin afin de faire tendre la somme du système vers 100%. Puisque le bassin fatigué ( $M_F$ ) n'influence pas directement la force maximale, celui-ci semble être un bon candidat.

Finalement, un dernier défi est que, par nature, le modèle possède une asymptote pour le bassin de fatigue. En d'autres mots, pour une  $TL$  donnée, le modèle stabilisera le niveau du bassin de fatigue à une valeur donnée. Ceci pose problème, car pour une  $TL$  assez faible, le modèle stabilisera son niveau de fatigue à une valeur suffisamment basse pour ne jamais échouer à la tâche. Dans le cas du violon, les activations musculaires attendues sont de l'ordre de 20%, ce qui, selon toute vraisemblance, se traduirait par une capacité à jouer indéfiniment. Or, des tâches de fatigue au violon ont montré qu'en moyenne, les musicien·ne·s échouent après un peu moins d'une dizaine de minutes (Ziane *et al.*, 2021). Afin de prendre en compte ce fait, il est nécessaire de modifier le modèle pour inclure le concept d'accumulation de fatigue.

### 1.2.7. Les objectifs de la thèse en lien avec la fatigue

Tel que vu dans cette section, il existe un grand nombre de modèles — squelettiques et musculosquelettiques — du membre supérieur. Peu ont été validés et utilisés dans un contexte de simulation prédictive. Le modèle de Wu *et al.* (2016) semble être, en ce sens, prometteur. Cependant, afin d'estimer des effets de fatigue lors de son utilisation, il faut l'augmenter avec un modèle dynamique de fatigue.



Le modèle par contrôle à trois compartiments ( $3_{CC}$ ), tel que proposé par Xia et Frey Law (2008), est le modèle qui semble le plus adapté à l'intégration de la fatigue dans un contexte de simulation prédictive. Malgré tout, trois importantes problématiques rendent son utilisation incertaine. Il y a premièrement le fait qu'il n'existe pas de structure qui assure une cohérence dans la somme des bassins. Deuxièmement, le nombre de variables est trop important si le modèle est appliqué directement aux muscles, mais il est potentiellement instable numériquement s'il est appliqué aux articulations. Finalement, par l'absence de structure d'accumulation de la fatigue, ce modèle permet aux faibles activations d'être maintenues indéfiniment.

Ainsi, le second objectif spécifique **S.2** de la thèse est d'étudier l'utilisabilité d'un modèle musculosquelettique (ou à défaut squelettique) augmenté par un modèle de fatigue, dans un contexte de simulation prédictive. Les sous-objectifs spécifiques sont :

**S.2.1** Proposer et tester des équations de stabilisation pour le modèle à  $3_{CC}$  ;

**S.2.2** Proposer et tester l'ajout d'un modèle d'accumulation de fatigue à ce même modèle ;

**S.2.3** Tester la viabilité d'un modèle musculosquelettique fatigable dans un contexte de simulation prédictive.

### 1.3. Synthèse optimale de mouvement

La synthèse de mouvement est une forme de simulation prédictive<sup>37</sup> qui consiste, comme son nom l'indique, à générer des mouvements semblables à celui d'un humain, c'est-à-dire possédant les mêmes limites physiques et physiologiques. C'est un domaine d'étude en plein essor dont la recherche et les industries du cinéma et du jeu vidéo en sont les principaux vecteurs de développement (Carreno-Medrano *et al.*, 2013). Bien que les objectifs de ces domaines diffèrent largement entre eux, les outils développés par l'un et l'autre se complètent et se nourrissent mutuellement. On peut notamment penser aux méthodes par images-clés interpolées par *Slerp*<sup>38</sup> (Eberly, 2011) ou aux méthodes basées sur l'apprentissage profond développées par *DeepMind* de *Google* (Heess *et al.*, 2017). Ces derniers avaient d'ailleurs fait les manchettes en 2017 avec leur avatar courant qui bat frénétiquement des bras après s'être enseigné lui-même à courir<sup>39</sup>.

---

37. La simulation prédictive est l'opération de générer *ex nihilo* l'état d'un système, le plus souvent de façon dynamique. Ce domaine d'étude est large et s'applique aussi bien à la finance, l'aviation, la chimie, etc. Dans le cadre de cette thèse, je circonscris son utilisation au seul domaine de la biomécanique, plus spécifiquement à la synthèse de mouvements humains.

38. L'algorithme *Slerp* ou *spherical linear interpolation* utilise la représentation par quaternion pour interpoler la rotation de segments dans l'espace. Il est considéré comme l'un des algorithmes les plus performants pour réaliser cette tâche et a été développé pour l'industrie de l'infographie et de l'animation.

39. Il est possible d'apprécier l'exploit en suivant ce lien <https://www.youtube.com/watch?v=gn4nRCC9TwQ>, site web visité le 17 février 2022.



Le principal intérêt de la synthèse de mouvement est qu'aucune donnée réelle n'est nécessaire pour générer un comportement réaliste. Conséquemment, cette méthode peut être utilisée pour un ensemble de fonctions complémentaires à la recherche expérimentale (Carreno-Medrano *et al.*, 2013). Puisque l'on contrôle entièrement l'environnement de modélisation, il est possible de faire varier n'importe quelle variable et de systématiser leurs changements. Cela permet (en théorie du moins) d'isoler l'effet de chacune de ces variables, ce qui, pour la grande majorité des situations, serait trop coûteux ou simplement impossible à faire expérimentalement. En outre, en modifiant le modèle, elle peut être utilisée pour poser des questions de type « *et si... ?* », qui sont particulièrement utiles dans des contextes éthiquement difficiles à justifier. L'étude des risques de blessures est un bon exemple des perspectives ouvertes par la synthèse de mouvement. Il est ainsi possible de tester des hypothèses sur des positionnements corporels ou des techniques supposées néfastes, sur des dimensions d'équipement associées à des morphologies particulières ou sur tout autre phénomène qui mettrait un humain inutilement à risque. En fait, il y a autant de questions de recherche possibles qu'il y a de modèles et de puissance de calcul pour y répondre.

Ce dernier point sur la puissance de calcul est important, car un des principaux problèmes de la synthèse de mouvement est qu'il est généralement coûteux numériquement de trouver un patron de mouvement à la fois pertinent et réaliste par cette méthode. D'autres limitations intrinsèques aux méthodes prédictives existent cependant. En effet, les méthodes prédictives sont, par définition, des méthodes d'extrapolation puisque leur but est d'aller dans des zones non étudiées, voire non étudiables, par des études expérimentales. Ainsi, des lignes directrices ont d'ores et déjà été proposées pour limiter les risques de mauvaise interprétation des résultats dans le cadre d'analyse en biomécanique (Yeadon et King, 2007; Hicks *et al.*, 2015). On citera notamment l'importance de tester la valeur prédictive du modèle par la comparaison avec des données réelles dans une zone interpolée de l'espace de recherche, de tester la robustesse et la sensibilité des résultats ainsi que de comparer les résultats obtenus avec d'autres logiciels.

Plusieurs méthodes pour trouver des fonctions de contrôle qui génèrent des gestes réalistes et pertinents existent. Il y a, entre autres, tel que mentionné juste avant, l'utilisation de réseaux de neurones profonds (Heess *et al.*, 2017), mais également des méthodes utilisant l'optimisation (Diehl et Mombaur, 2006). Alors que ces dernières généreront les gestes les meilleurs possibles, la première sera souvent plus rapide à utiliser. Encore une fois, le contexte dicte le besoin. Malgré tout, même en se fiant au contexte d'utilisation, il demeure difficile de choisir une méthode au profit de la multiplicité qui existe ; principalement dû à la relative jeunesse de la discipline et l'absence de consensus quant à leur performance respective. Il serait donc vain d'entrer en profondeur dans chacune des méthodes de synthèse de mouvement pour déterminer celle qui convienne le mieux à la génération d'un geste cyclique, tel le geste de violon. La réalité est plutôt qu'une méthode a été choisie au début de mes travaux



de thèse, en l'occurrence la commande optimale, sur la base qu'elle vise par nature à trouver la meilleure solution possible, ce qui a du sens si l'objectif est de minimiser quelque chose (soit, le risque de blessure). Ce choix est cependant fait sans certitude qu'une autre méthode ne serait pas plus adaptée à la situation. Le lecteur ou la lectrice intéressé·e est invité·e à se référer à l'exhaustive revue proposée par Drag *et al.* (2016) pour une description des autres méthodes.

Cette dernière section du chapitre de revue de la littérature fait donc un survol des fondements de la commande optimale et des méthodes sous-optimales qui en découlent (notamment la commande prédictive par modèle non linéaire (NMPC, pour *Nonlinear Model Predictive Control*)). Je me limiterai cependant aux méthodes spécifiquement utilisées dans le cadre des travaux de la thèse.

### 1.3.1. La commande optimale

La commande optimale appartient au domaine de la synthèse optimale. Appliquée à la biomécanique, la synthèse optimale est l'idée de synthétiser le meilleur mouvement possible en respectant des contraintes similaires à celles des humains. Plus spécifiquement, la commande optimale vise à déterminer la fonction de commande qui produit ce mouvement optimal. Elle se distingue ainsi de la « simple » synthèse optimale par la présence de variables dites de contrôle (la commande) qui sont reliées à des variables dites d'état par des équations différentielles. Je reviendrai en détail sur ce que cela signifie dans la Section 1.3.1.1 où je présente la construction d'un problème de commande optimale.

Le principal intérêt de la commande optimale est de prédire des mouvements potentiellement réalisables par l'humain, mais sans être contraint par la technique de l'exécutant, ni par sa capacité d'apprentissage. En outre, elle permet de s'affranchir d'*a priori* sur le geste optimal en laissant l'algorithme proposer lui-même des mouvements. Bien que les nouveaux gestes obtenus puissent être aux limites des capacités (par exemple avec très peu de marge de manoeuvre sur la précision temporelle) et donc trop difficiles à implémenter tel quel dans une situation réelle, elle permet tout de même d'envisager des avenues auparavant inconnues.

En ce sens, la commande optimale a été utilisée dans plusieurs contextes. Elle a notamment été utilisée dans l'analyse de la marche, pour la synthèse d'un mouvement sain (Chitour *et al.*, 2012; Puydupin-Jamin *et al.*, 2012), pathologique ou altéré (van den Bogert *et al.*, 2012; Moissenet *et al.*, 2019) ainsi que pour la synthèse de mouvements aériens (Charbonneau *et al.*, 2020). L'approche par commande optimale a également été utilisée en mode hybride avec des données réelles afin d'orienter le solveur vers des réponses personnalisées (Felis *et al.*, 2015; Bélaïse *et al.*, 2018a). Le principal problème demeure cependant le temps de synthèse pris par cette méthode. Selon le nombre de degrés de liberté (DDL) et de contrôle du modèle, générer un mouvement, même d'une durée de quelques secondes, s'avère être une entreprise



très coûteuse en terme de temps ; pouvant souvent se compter en heures. Des solutions de remplacement existent, notamment via des algorithmes d’horizon glissant, mais l’étude de leur faisabilité dans un contexte de modélisation musculosquelettique demeure récente (Bae et Oh, 2017; Bailly *et al.*, 2021a). Je reviendrai sur les solutions les plus prometteuses dans le cas de la modélisation de la fatigue à long terme dans le Chapitre 5.

1.3.1.1. *La formalisation d’un problème de commande optimale.* Afin de mieux cerner les limites d’un problème de commande optimale (OCP, pour *Optimal Control Program*) et ainsi de proposer des réflexions pertinentes pour réussir à appliquer le concept à la fatigue au violon, il convient de mathématiquement formaliser ce que l’on entend par un OCP. La section suivante est inspirée du livre sur la commande optimale de Diehl et Mombaur (2006).

De façon générique, un problème d’OCP est un problème qui résout un système de la forme suivante :

$$\begin{aligned} \min_{\mathbf{x}, \mathbf{u}} \quad & \phi(\mathbf{x}_f) + \int_0^T L(\mathbf{x}, \mathbf{u}, t) dt & (1.3.1) \\ \text{s.c.} \quad & \dot{\mathbf{x}} = f(\mathbf{x}, \mathbf{u}, t) \\ & c^{\text{eq}}(\mathbf{x}, \mathbf{u}, t) = 0 \\ & c^{\text{ineq}}(\mathbf{x}, \mathbf{u}, t) \geq 0 \end{aligned}$$

où  $\mathbf{x}$  et  $\mathbf{u}$  sont les états et contrôles<sup>40</sup>, respectivement ;  $\phi$  et  $L$  sont des fonctions objectifs de Mayer et Lagrange ; et  $f$  et  $c$  sont des fonctions de contraintes. Toutes ces variables sont détaillées dans les paragraphes suivants.

**Les variables de contrôle et d’état.** La particularité d’un OCP est de mettre en lien des variables de contrôle ( $\mathbf{u}$ ) et des variables d’état ( $\mathbf{x}$ ). L’idée est que, comme leur nom l’indique, du point de vue du solveur, seules les variables de contrôle — hormis peut-être les états à la situation initiale qui peuvent être théoriquement laissés libres — ont un pouvoir d’action sur l’état du système. En d’autres mots, l’état du système est entièrement défini par les variables de contrôle.

De façon générale, en biomécanique, les états sont les coordonnées généralisées ( $\mathbf{q}$ ) et les vitesses généralisées ( $\dot{\mathbf{q}}$ ), mais il y arrive que d’autres soient ajoutées (par exemple l’activation musculaire si le contrôle est l’excitation musculaire).

$$\mathbf{x} = \begin{bmatrix} \mathbf{q} \\ \dot{\mathbf{q}} \end{bmatrix}$$

De leur côté, les contrôles sont généralement les efforts articulaires ( $\boldsymbol{\tau}$ ) et les activations musculaires ( $\boldsymbol{\alpha}$ ), mais peuvent être toute autre variable qui ont un effet sur au moins une des variables d’état. Pour l’instant, je considère le cas le plus simple, soit celui commandé

<sup>40</sup>. Ces variables dépendent du temps (soit,  $\mathbf{x}(t)$  et  $\mathbf{u}(t)$ ), mais pour des raisons de lisibilité, les parenthèses sont ici omises.





par les efforts articulaires :

$$\mathbf{u} = [\boldsymbol{\tau}]$$

Quant à la relation qui relie ces deux types de variables, elle implique une dimension temporelle et est donc gouvernée par des équations différentielles, sous la forme :

$$\dot{\mathbf{x}} = f(\mathbf{x}, \mathbf{u}, t)$$

Dans le cas simple d'un système commandé par les efforts généralisés, la dérivée de  $\mathbf{q}$  est simplement l'état  $\dot{\mathbf{q}}$  et la dérivée de  $\dot{\mathbf{q}}$  est obtenue par la dynamique directe (voir la Section 1.2.1.4).

**Les objectifs de Mayer et de Lagrange.** Classiquement, on distingue deux types d'objectifs dans les OCP : les objectifs de Mayer et ceux de Lagrange. Le premier, représenté par  $\phi(\mathbf{x}_f)$ , est un objectif qui n'est vérifié qu'à l'instant final  $f$ . Il est, en quelque sorte, le résultat des actions (des commandes) réalisées, peu importe le chemin pris pour s'y rendre. Un exemple de critère de Mayer pourrait être de maximiser — ou plutôt minimiser l'opposé — la hauteur du centre de masse du corps à la fin du mouvement. Il est aisé de visualiser, avec cet exemple, que peu importe le chemin pris par le centre de masse tout au long du mouvement, il n'y a que sa position finale qui importe vraiment. Si l'on souhaite optimiser la trajectoire sur l'intégralité du mouvement, alors le critère de Lagrange, symbolisé par  $L(\mathbf{x}, \mathbf{u}, t)$ , est le type d'objectif qu'il faut déclarer. Cet objectif permet, par exemple, de minimiser l'intégrale des efforts ou puissances articulaires au cours du temps ou de suivre la trajectoire de repères tout le long du mouvement. Il n'est pas rare qu'un OCP possède simultanément plusieurs de ces objectifs. Ils sont alors simplement additionnés.

**Les contraintes.** En plus des objectifs qui doivent être minimisés, il est possible de déclarer des contraintes qui doivent être respectées. La première, discutée précédemment lors de la présentation des contrôles et états, concerne le respect de la dynamique du système ( $\dot{\mathbf{x}} = f(\mathbf{x}, \mathbf{u}, t)$ ). Il est également de mise de déclarer des bornes aux variables de contrôle et d'état. Ceci prend la forme d'une limite minimale et maximale que peuvent prendre ces variables à chaque instant  $t$  du problème :

$$\mathbf{x}(t) \in [\mathbf{x}_{\min}; \mathbf{x}_{\max}]$$

$$\mathbf{u}(t) \in [\mathbf{u}_{\min}; \mathbf{u}_{\max}]$$

De plus, des conditions aux bords, soit les valeurs que prennent les états à l'instant initial  $i$  et final  $f$ , sont généralement déclarées :

$$\mathbf{x}(i) = \mathbf{x}_i$$

$$\mathbf{x}(f) = \mathbf{x}_f$$





Et finalement, il est possible de déclarer toutes fonctions  $c^{\text{eq}}(\mathbf{x}, \mathbf{u}, t) = 0$  et  $c^{\text{ineq}}(\mathbf{x}, \mathbf{u}, t) \geq 0$  dont le mouvement produit est requis de respecter. Un exemple d'une inégalité à respecter est de limiter des forces de contact à un sens en particulier.

1.3.1.2. *La résolution d'un OCP.* Dans des cas suffisamment simples, il est possible de trouver une solution exacte à l'OCP. Ces solutions ont l'avantage de ne pas faire d'hypothèses simplificatrices sur la relation différentielle entre les variables de contrôle et d'état. Par contre, pour être réalisable de façon analytique, les OCP doivent avoir certaines caractéristiques qui, à l'extérieur d'un cadre purement académique, ne se présentent jamais. Ainsi, en pratique, la résolution de l'OCP se fait toujours de façon numérique.

La résolution numérique d'un OCP se fait généralement par des méthodes directes ou indirectes (Diehl et Mombaur, 2006). Les méthodes indirectes répondent aux conditions nécessaires d'optimalité, faisant d'elles des problèmes aux limites (*boundary value problem*). Le calcul variationnel et le principe du maximum de Pontryagin font partie de cette catégorie et peuvent être résolus par des méthodes de tirs ou de collocations. Cependant, le problème peut s'avérer fortement non linéaire et, par conséquent, difficile à résoudre (Diehl et Mombaur, 2006). Les méthodes directes, quant à elles, demandent de réduire l'OCP de dimension infinie — dû aux variables du problème (états et contrôles) qui sont des fonctions — à un domaine fini. Il existe plusieurs méthodes pour réduire le problème vers un domaine fini, processus appelé la transcription du problème (Kelly, 2017). Les trois méthodes les plus utilisées en biomécanique sont l'optimisation paramétrique, l'optimisation par collocations directes<sup>41</sup> (DC) et l'optimisation par tirs multiples directs<sup>42</sup> (DMS). Il n'existe pas de consensus quant à la méthode à privilégier (Drag *et al.*, 2016). Je présente donc rapidement ces méthodes avec leurs avantages et inconvénients respectifs.

**L'optimisation paramétrique.** L'optimisation paramétrique, parfois appelée par tir simple directe (*direct single shooting* (DSS)), paramétrise les contrôles du problème (Hull, 1997; Kelly, 2017). Cette paramétrisation se fait en scindant le problème en un ensemble fini de points, nommés noeuds, auxquels les contrôles prendront une valeur spécifique. Selon la paramétrisation choisie, le contrôle peut être constant sur l'intervalle ou être interpolé (voir Figure 1.10). En pratique, malgré la discontinuité inhérente au contrôle constant, cette paramétrisation est généralement suffisante. Une fois cette paramétrisation réalisée, il devient alors simple de calculer les états à tout instant en réalisant une intégration numérique. À la fin, il est possible d'évaluer les fonctions objectifs, autant pour les objectifs de Mayer que de Lagrange, à partir des états intégrés numériquement.

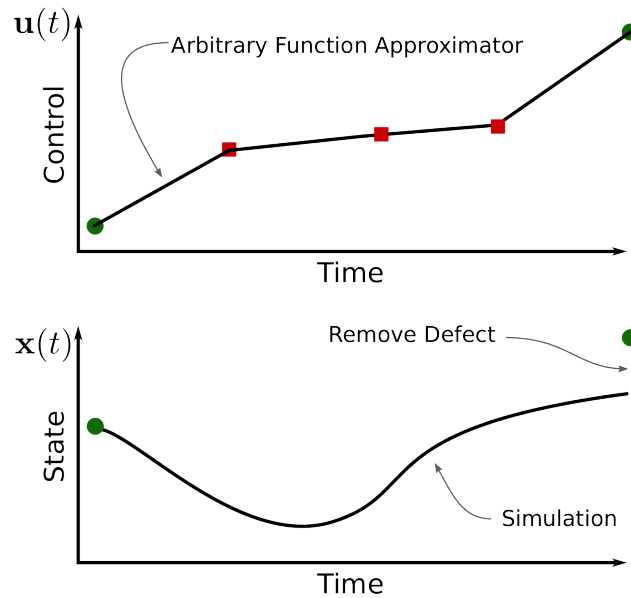
La DSS est une des formes les plus simples de paramétrisation pour la commande optimale. Cette méthode a tout de même été utilisée avec succès en biomécanique dès la fin des années 1990 (Hull, 1997) pour des problèmes relativement simples. Elle devient cependant

41. Traduction libre de : « *Direct collocation* » .

42. Traduction libre de : « *Direct multiple shooting* » .



inutilisable pour des problèmes dont la fenêtre d'intégration est un peu longue (par exemple  $> 1$  s) ou pour des problèmes trop non linéaires. Ceci vient du fait que si le système diverge, il est compliqué pour le solveur d'isoler quel contrôle et quel noeud est à modifier de quelle façon pour ramener les états vers (et à) une solution optimale. Ceci est d'autant plus difficile lorsque le système est non linéaire et que les états et contrôles sont interdépendants, comme dans la formulation par coordonnées généralisées. Une méthode plus sophistiquée est alors nécessaire.



**Figure 1.10** – La méthode par DSS paramétrise des variables de contrôles (figure du haut) en l’approximant par une fonction arbitrairement choisie. Par la suite, les variables états (figure du bas) sont intégrées d’un coup sur l’ensemble de la simulation. Image tirée de Kelly (2017), reproduction autorisée par *Matthew Kelly*.

**L’optimisation par tirs multiples directs (DMS).** La méthode par DMS répond à ces problématiques en ajoutant la paramétrisation des états à celui des contrôles. Les contrôles se paramétrisent de la même façon que pour la méthode d’optimisation paramétrique. Pour les états, il suffit de laisser le choix à l’optimiseur de leurs valeurs à chaque noeud et de les intégrer à partir de ces valeurs. Évidemment, l’arrivée de l’intégration d’un noeud ne correspondra pas nécessairement au choix fait par l’optimiseur pour un même état au noeud suivant. Il est donc nécessaire d’ajouter des contraintes d’égalité, nommées contraintes de continuité, qui doivent être respectées par l’optimiseur pour que la solution soit considérée optimale.



Une fois transcrit, l'OCP (schématisé par la Figure 1.11) prend la forme suivante :

$$\begin{aligned}
\min_{\mathbf{x}, \mathbf{u}} \quad & \phi(\mathbf{x}_f) + \sum_{n=0}^{N_{tirs}} l_n(\mathbf{x}_n, \mathbf{u}_n, t_n) \\
\text{s.c.} \quad & \mathbf{x}_{n+1} = \mathbf{x}_n + \Delta \mathbf{x}_n & \forall n \in [0, 1, \dots, N_{tirs}] \\
& c_n^{\text{eq}}(\mathbf{x}_n, \mathbf{u}_n, t_n) = 0 & \forall n \in [0, 1, \dots, N_{tirs}] \\
& c_n^{\text{ineq}}(\mathbf{x}_n, \mathbf{u}_n, t_n) \geq 0 & \forall n \in [0, 1, \dots, N_{tirs}]
\end{aligned}$$

où  $N_{tirs}$  est le nombre de noeuds de tir,  $l_n(\mathbf{x}_n, \mathbf{u}_n, t_n)$  est l'objectif de Lagrange qui approxime (ou calcule) son intégrale estimée d'un noeud  $n$  jusqu'au suivant, tel que :

$$l_n(\mathbf{x}_n, \mathbf{u}_n, t) = \int_{t_n}^{t_{n+1}} L(\mathbf{x}_n, \mathbf{u}_n, t) dt$$

et  $\Delta \mathbf{x}_n$  est l'intégrale approximée (ou calculée) de la fonction  $f(\mathbf{x}_n, \mathbf{u}_n, t_n)$ , soit la dérivée des états  $\dot{\mathbf{x}}$ , tel que :

$$\Delta \mathbf{x}_n = \int_{t_n}^{t_{n+1}} \dot{\mathbf{x}} dt = \int_{t_n}^{t_{n+1}} f(\mathbf{x}_n, \mathbf{u}_n, t_n) dt$$

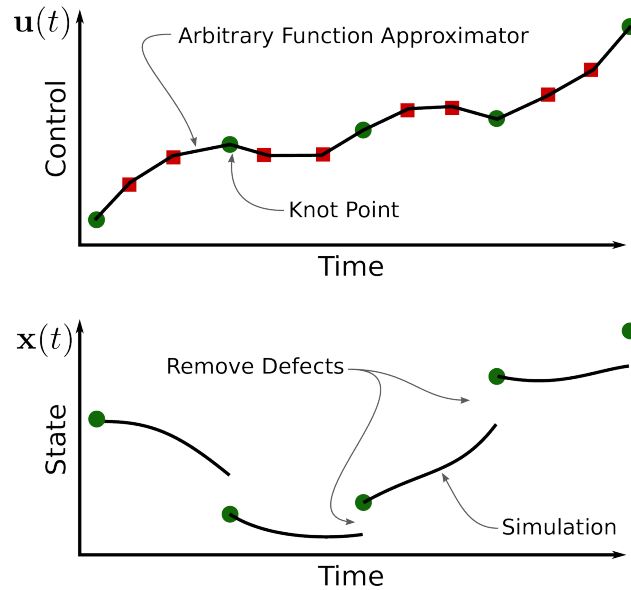
Quelques points sont à noter pour cette transcription. Premièrement, on remarque que la solution par la formulation par DMS tend vers celle de l'OCP (Équation 1.3.1) à mesure que  $N \rightarrow \infty$ . Ceci suggère qu'un nombre de noeuds plus élevé donne une solution plus précise. En contrepartie, un grand nombre de noeuds est évidemment plus lourd à calculer. Il est donc essentiel de trouver un équilibre entre précision recherchée et temps de calcul. Une deuxième remarque est que la précision de la dynamique estimée pour  $\Delta \mathbf{x}$  dépend directement de la précision de l'intégrateur choisi pour résoudre cette équation différentielle. En biomécanique, de façon générale (soit lorsque qu'il n'y a pas de dynamique fortement non linéaire telles que des dynamiques de contacts), un intégrateur Runge-Kutta (RK) d'ordre quatre<sup>43</sup> avec un pas de l'ordre de la centième de seconde est suffisant pour obtenir une précision satisfaisante<sup>44</sup>. Finalement, une dernière remarque est que les contraintes  $c^{\text{eq}}$  et  $c^{\text{ineq}}$  ne sont évaluées qu'aux noeuds de tir. En d'autres mots, il n'y a rien qui, *à priori*, empêche le système de ne pas respecter ces contraintes entre les noeuds. Ceci peut ou ne pas être un problème selon la nature et l'importance du respect de la contrainte.

Le principal avantage de cette méthode, par rapport à l'optimisation paramétrique, est que si, pour une raison ou une pour une autre, les états divergent entre deux intervalles, la conséquence de cette divergence ne se répercute que pour ce noeud. Intuitivement, on comprend alors qu'il est plus simple pour le solveur de ramener les états à un domaine

43. Il est également possible d'utiliser des ODE à pas variables, tel RK45. Cela compromet cependant l'utilisation de bibliothèques de différentiation algorithmique pour le calcul de la portion « continuité des états » de la jacobienne des contraintes.

44. Il n'y a pas, à ma connaissance, de référence à proprement parler pour cette observation. Il s'agit plutôt d'une observation empirique réalisée au cours des dernières années.





**Figure 1.11** – La méthode par tirs multiples directs paramétrise les contrôles (figure du haut) et les états (figure du bas). Les états sont intégrés sur des sous-intervalles du mouvement et une contrainte d'égalité est ajoutée à la fin de chaque intégration pour assurer une continuité des états au cours du temps.

Image tirée de Kelly (2017), reproduction autorisée par *Matthew Kelly*.

acceptable, c'est-à-dire jusqu'à ce que la fin de l'intervalle égale le début du prochain. Ceci n'est vrai cependant que si l'intervalle de temps est assez court ; en d'autres mots qu'il y ait suffisamment de noeuds qui discrétisent le problème. La philosophie de cette méthode est donc de troquer la complexité dynamique du système pour un problème avec plus de variables et plus contraintes (mais qui sont potentiellement plus faciles à respecter). Ainsi, pour des contrôles constants, le nombre total de variables ( $N_{\text{var}}$ ) et de contraintes ( $N_c$ ) sont :

$$N_{\text{var}} = N_{\mathbf{u}} \times N_{\text{tirs}} + N_{\mathbf{x}} \times (N_{\text{tirs}} + 1) \quad (1.3.2)$$

$$N_c = N_{\mathbf{x}} \times N_{\text{tirs}} \quad (1.3.3)$$

où  $N_{\mathbf{u}}$  et  $N_{\mathbf{x}}$  sont le nombre de contrôles et d'états du système, et  $N_{\text{tirs}}$  est le nombre de noeuds de tir qui discrétisent le problème. À noter que la valeur de 1 ajoutée aux états est techniquement facultative ; il est cependant commode de déclarer l'état à l'arrivée comme un instant supplémentaire — qui n'est pas intégré, mais qui possède les contraintes de continuité avec le noeud précédent — sur lequel sont directement calculés les objectifs de Mayer.

Dans la littérature, la méthode par DMS est considérée par certains comme la meilleure méthode de transcription (Diehl et Mombaur, 2006). Dans les arguments pour, on notera la nature explicite de l'intégration de la dynamique. Comme mentionné plus haut, cette formulation permet de faire peu de compromis sur la prédiction de l'état à l'instant suivant, surtout dans le cas des intégrateurs à pas variables. Ceci est particulièrement intéressant



lorsque la dynamique est connue de façon analytique. Sans entrer dans les détails, la jacobienne des contraintes de continuité devient alors creuse, ce qui permet, en exploitant cette structure, d’accélérer la convergence lors de la résolution. La dynamique directe (voir Section 1.2.1.4), qui donne la dérivée des vitesses généralisées ( $\dot{\mathbf{q}}$ ), est cependant notablement difficile à obtenir de façon analytique (Carpentier et Mansard, 2018) pour la formulation par coordonnées généralisées. Dans ce contexte, afin de profiter des caractéristiques de la DMS, une solution pourrait être d’utiliser la dérivation algorithmique (Margossian, 2019). Un autre désavantage potentiel de l’intégration explicite est que pour les systèmes fortement non linéaires et rigides, même pour de courts intervalles de tirs, la prédiction des jacobiennes des contraintes peut être imprécise. L’utilisation de méthodes par dynamique implicite peut alors être envisagée (Docquier *et al.*, 2019; Serrancolí et Pàmies-Vilà, 2019), mais ceci risque de se faire aux dépens de la cohérence dynamique du système. Encore une fois, la précision nécessaire dicte le choix à faire.

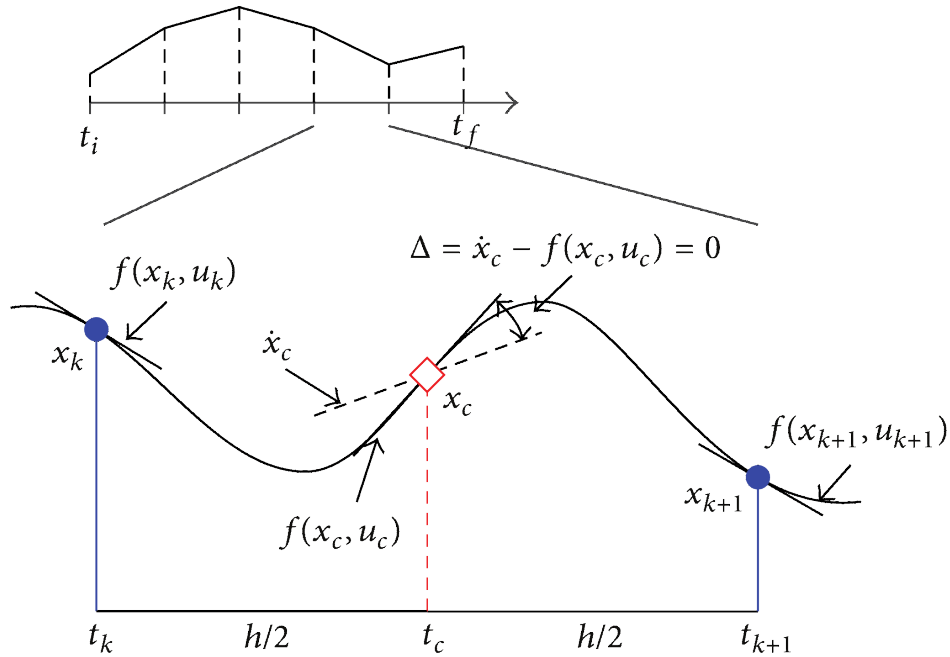
**L’optimisation par collocations directes (DC).** Une dernière approche, inspirée des méthodes implicites, qui répond à cette critique est la méthode par collocations directes (DC). Alors que les DMS font l’intégration explicite de la dynamique, la philosophie des DC est d’approcher cette intégration en se basant sur le fait que deux fonctions qui partagent la même dérivée en tous points ont la même intégrale à une constante près (voir Figure 1.12). Ainsi, il est possible d’approcher la dérivée des états ( $\dot{\mathbf{x}}$ ) en appliquant une contrainte d’égalité entre cette dérivée évaluée à certains points, dits de collocation, avec une fonction d’approximation  $f(x, u, t)$  évaluée à ces mêmes points, tel que :

$$\dot{\mathbf{x}}(t_n) = f(x_n, u_n, t_n) \quad \forall n \in [0, 1, \dots, N_{coll}]$$

où  $N_{coll}$  est le nombre de points de collocations. Cette fonction d’approximation peut prendre la forme souhaitée, mais doit être d’un ordre au moins supérieur à l’ordre du système pour être une approximation acceptable. Ainsi, la méthode par DC troque la difficulté de la contrainte de continuité intégrée pour des contraintes ponctuelles d’une fonction qui dépend des variables d’états. Puisque le  $N_{coll}$  est généralement plus grand que  $N_{tirs}$ , un plus grand nombre de contraintes est observé pour DC que DMS. En contrepartie, la jacobienne associée à ces contraintes est généralement très creuse, ce qui est présumé être un avantage net de DC sur DMS.

Le principal avantage de cette transcription est que les problématiques associées à l’intégration numérique sont, par construction, réduites. Ainsi, les dynamiques fortement non linéaires et rigides sont approchées par des fonctions d’ordre peu élevés (généralement pas plus que d’ordre 4 ou 5) par rapport à leur non linéarité, ce qui stabilise le système et aide l’optimiseur à résoudre pour les contraintes de continuité. Cet avantage explique, entre autres, la préférence de certains chercheurs de la DC sur la DMS (De Groote *et al.*, 2016; Drag *et al.*, 2016; Porsa *et al.*, 2016).





**Figure 1.12** – La méthode par collocations directes approche la dérivée des états par une fonction dépendante notamment des états. Des contraintes d'égalités à des points particuliers, dits de collocations, assurent que cette fonction est représentative de cette dérivée. Image tirée de Topputo et Zhang (2014), image publiée sous licence CC-BY.

Comme on le voit, il demeure difficile d'exprimer sans réserve une préférence face à une méthode de transcription envers une autre. D'un côté, les DMS offrent une précision arbitrairement grande sur les contraintes dynamiques de l'OCP. De l'autre, les DC semblent plus aptes à gérer des dynamiques non linéaires et, malgré le nombre de variables et contraintes nettement plus élevées, semblent plus rapides. Je fais donc l'hypothèse, basée sur la structure des transcriptions, que le choix *à priori* pour la résolution d'un problème en biomécanique est les collocations directes. Par contre, dans les cas où la précision de la dynamique doit être grande, alors l'utilisation des DMS semble être un choix plus judicieux. Ainsi, une solution logicielle qui permette le passage transparent d'une transcription à l'autre pourrait être un avantage pour la communauté de biomécanique.

1.3.1.3. *Les algorithmes de résolution d'un OCP.* Le problème d'optimisation qui est produit par les différentes transcriptions, discutées à la section précédente, sont des optimisations qui peuvent se résoudre avec des optimiseurs non linéaires avec contraintes. Plusieurs algorithmes existent pour résoudre ce genre de problème, mais deux semblent particulièrement intéressants, soit Ipopt et Acados. Je présente donc brièvement ces deux logiciels.

**Acados.** Acados (Verschuere *et al.*, 2019) est un logiciel spécifiquement développé pour la résolution rapide de problèmes de commande optimale. Pour ce faire, il fait l'hypothèse que l'OCP se présente sous la forme de problèmes d'optimisation quadratique (*quadratic programming* (QP)). En exploitant au maximum cette structure, il est l'un des solveurs



d'OCP les plus performants, mais plusieurs hypothèses doivent être vérifiées pour utiliser ce solveur. Il y a notamment le fait qu'un objectif de Mayer ne peut qu'être un objectif classiquement défini, soit à l'instant final. Or, lorsque l'on sort du contexte de résolution analytique d'un OCP — qui nécessite la déclaration d'équations adjointes qui font l'hypothèse forte d'un objectif de Mayer final —, il n'y a rien qui empêche théoriquement d'appliquer un ou des objectifs semblables à Mayer, mais au noeud de son choix. La structure exploitée par Acados ne le permet pas. De façon similaire, Acados nécessite que l'objectif de Lagrange soit déclaré sur l'ensemble de l'OCP ; alors que dans les faits, il pourrait être théoriquement possible de n'intégrer qu'un sous-intervalle pour certains objectifs. Pour les mêmes raisons, les problèmes multiphases — soit un peu l'équivalent de juxtaposer deux OCP (ou plus) l'un à la suite de l'autre avec une contrainte de continuité entre eux — ne sont pas possibles<sup>45</sup>. Ensuite, bien que le solveur permette de déclarer des contraintes autre que des contraintes de bornes et aux bords, dans les faits Acados travaille mieux sans ces contraintes. Les raisons de cela peuvent être multiples, notamment la direction de descente plus compliquée à déterminer, particulièrement pour des problèmes non convexes. Finalement, Acados nécessite une solution initiale<sup>46</sup> très proche de la solution optimale pour pouvoir converger. Bref, la très grande rapidité de ce solveur a un fort prix en termes de polyvalence.

Le gain de vitesse offert par Acados est cependant considérable et trouver une formulation du problème acceptée par ce solveur est un enjeu qui mérite d'être étudié pour un problème donné. En effet, alors que la plupart des solveurs trouvent une solution aux OCP en plusieurs secondes, voire minutes ou même heures, Acados est conçu pour le temps réel en contexte d'horizon glissant. Je reviendrai sur le concept de horizon glissant à la Section 1.3.2.

***Ipopt.*** Un second logiciel très utilisé en commande optimale est Ipopt (Wächter et Biegler, 2006). Ipopt est un optimiseur non linéaire générique par points intérieurs. La méthode par points intérieurs est particulièrement intéressante pour des OCP puisque les OCP ont généralement des variables de contrôle et d'état qui sont bornées. Par expérience, Ipopt est effectivement robuste pour de la commande optimale, convergeant généralement vers une solution aux problèmes lorsqu'une solution existe. De plus, de par sa nature générique, Ipopt s'avère également être plus flexible qu'Acados, permettant sans problème la déclaration d'OCP moins formels.

Cette robustesse et cette flexibilité ont cependant un coût. Ce solveur est effectivement plus lent qu'Acados. De plus, la solution initiale n'aide que marginalement Ipopt à converger

---

45. Il y a techniquement moyen de déclarer un problème multiphase en les réalisant simultanément verticalement plutôt que horizontalement, soit comme s'il s'agissait d'une seule phase. Il suffit alors d'ajouter une contrainte d'égalité entre l'arrivée de la portion de la phase un et le départ de la portion de la phase deux. Mais comme on le voit juste après, les contraintes au départ qui ne sont pas des contraintes de bornes fixes sont, par expérience, assez mal supportées par Acados.

46. Durant ce document de thèse, afin de différencier les états à l'instant initial (soit le noeud 0) de la solution donnée à l'optimiseur pour son itération 0 (qui correspond à l'ensemble des états à chaque noeuds), j'utiliserai respectivement les termes *états initiaux* et *solution initiale*





vers une solution. Il est alors difficile d’imaginer une application pertinente lorsque plusieurs OCP doivent être résolus, comme lors d’une utilisation en horizon glissant.

1.3.1.4. *La commande optimale pour des mouvements violonistiques.* Il n’existe pas, à ma connaissance, dans la littérature, d’exemple d’application de la commande optimale pour des mouvements violonistiques ou même plus généralement pour des mouvements générant de la fatigue musculaire ou articulaire. Plusieurs problématiques expliquent cette absence.

Premièrement, un modèle d’avatar-musicien nécessite de représenter simultanément les côtés gauche et droit du corps. Même en supposant l’utilisation d’un modèle relativement limité en termes de nombre de DDL ( $N_{dof}$ ) et de muscles ( $N_{mus}$ ), le nombre d’états nécessaire demeure élevé. Par exemple, en utilisant le modèle de Wu *et al.* (2016), il y a un total de plus d’une trentaine de DDL — multiplié par deux à cause de la présence des vitesses généralisées — et 60 muscles. Couplé avec le modèle de fatigue musculaire de Xia et Frey Law (2008) (soit 3 états par muscles si on ne modélise pas les fibres de type-II), ceci représente un total de variables d’état ( $N_{\mathbf{x}}$ ) et de contrôle ( $N_{\mathbf{u}}$ ) de :

$$N_{\mathbf{x}} = 2 \times N_{dof} + 3 \times N_{mus} = 244$$

$$N_{\mathbf{u}} = N_{mus} + N_{dof} = 92$$

Ce nombre, déjà grand pour un nombre de variables d’optimisation en contexte de commande optimale, doit ensuite être ajusté au nombre de noeuds par les équations 1.3.2 et 1.3.3 pour connaître le nombre total de variables et contraintes à optimiser. Or, si l’on suppose un temps de jeu musical de 10 minutes en moyenne avant d’atteindre une fatigue nécessitant l’arrêt (Ziane *et al.*, 2021) (soit 600 secondes) avec un nombre de noeuds de tir de 30 noeuds par seconde, alors un total de 18 000 noeuds de tir sont nécessaires. Ainsi, pour un OCP monté avec la transcription en DMS, cela fait un total de variables ( $N_{var}$ ) et contraintes de continuité ( $N_{con}$ ) de :

$$N_{var} = 92 \times 18\,000 + 244 \times (18\,000 + 1) = 6\,048\,244$$

$$N_{con} = 244 \times 18\,000 = 4\,392\,000$$

À ces nombres s’ajoutent des contraintes supplémentaires qui viennent de la fermeture de boucle causée par l’interface entre le violon et l’archet. Il y a plusieurs façons de modéliser celle-ci, mais la moins coûteuse en termes de calcul pour la dynamique est d’ajouter des contraintes de positionnement tridimensionnel, en d’autres mots de forcer cinématiquement l’archet à être en tout temps sur la corde en omettant les forces de contact générées par ce contact, connues pour être faibles (Askenfelt, 1986). Ceci ajoute donc trois contraintes non linéaires (soit une par composante de la 3D, les composantes  $x$ ,  $y$  et  $z$ ) à chaque noeud (soit  $N_{tirs} + 1$ ) pour un total de 54 003 contraintes supplémentaires. Il faudrait ensuite ajouter encore des contraintes supplémentaires pour la direction de l’archet par rapport au violon





ainsi que des conditions d'échec de jeu via des contraintes maximales que peuvent prendre les valeurs de fatigue à chaque muscle.

Je ne détaille pas plus ces calculs, car même sans eux, il est simple de voir l'enjeu principal. Sachant qu'un OCP de l'ordre du millier de variables et contraintes peut prendre plusieurs minutes à résoudre, il est invraisemblable de penser résoudre d'un coup ce type d'OCP. En fait, pour un ordinateur de bureau, il n'est même pas certain qu'un tel problème puisse même être construit et mis en mémoire vive.

Une approche plus sophistiquée qu'un simple OCP doit alors être envisagée. Les méthodes d'horizon glissant peuvent être une approche intéressante pour résoudre l'impasse causée par un OCP trop gros pour être résolu. C'est le sujet de la section suivante.

### 1.3.2. La commande optimale par horizon glissant

Les méthodes par horizon glissant sont des méthodes sous-optimales issues de la commande optimale. Leur principe repose sur la résolution successive d'OCP plus courts, mais dont un horizon temporel de dimension fixe avance (glisse) à chaque résolution.

Il existent essentiellement deux méthodes de horizon glissant. La première est l'estimation par horizon glissant (*moving horizon estimation* (MHE)). Celle-ci utilise des informations passées — notamment des mesures réelles — pour traiter des données par commande optimale, le plus souvent avec des applications en temps réel. Celle-ci peut notamment être utilisée en biomécanique pour reconstruire de la cinématique articulaire avec une dynamique cohérente. La seconde méthode est la commande prédictive non linéaire (*nonlinear model predictive control* (NMPC)). Cette méthode prédit le futur du système dans l'intervalle prédictif demandé. Encore une fois, des applications temps réel peuvent être imaginées en biomécanique — tel la stimulation électrique fonctionnelle (Mohammed *et al.*, 2006) ou l'utilisation d'exosquelettes (Wang *et al.*, 2011), mais comme cette méthode ne se base pas nécessairement sur des données réelles, elle peut être utilisée pour simplifier un OCP trop lourd, comme précédemment discuté. Une autre application concrète de ces deux méthodes, plutôt du côté de la robotique ou de la mécatronique cette fois, est leur implémentation dans un régulateur PID. Cependant, dans le cadre de mes recherches, puisque l'objectif est d'offrir un environnement de simulation, je concentre le reste de cette section sur la NMPC.

1.3.2.1. *La commande prédictive non linéaire (NMPC)*. La NMPC est une méthode d'horizon glissant qui tente de prédire un court intervalle dans le futur, puis cet intervalle est glissé vers l'avant, permettant alors de prédire un instant plus tard. Ainsi, conceptuellement, un premier OCP est résolu de l'intervalle  $[t_0; t_w]$ , où  $t_0$  est l'instant initial et  $t_w$  est le temps de la fenêtre glissante. Par la suite, un second OCP est résolu de  $[t_0 + \epsilon; t_w + \epsilon]$  où  $\epsilon$  est un intervalle de temps suffisamment court pour que les deux OCP se chevauchent. Typiquement, pour des OCP discrétisés,  $\epsilon$  fera avancer le temps d'exactly un noeud de tir.



L'intérêt de cette tactique est qu'en faisant avancer le système d'exactly un noeud, la solution (notée par une étoile :  $\mathbf{x}^*$  et  $\mathbf{u}^*$ ) de l'OCP<sub>0</sub> peut être utilisée comme solution initiale de l'OCP<sub>1</sub>. Ceci se fait simplement en retirant les données du noeud 0 de la solution ; en fixant le nouveau noeud 0 pour assurer la continuité avec l'instant précédent ; et finalement en extrapolant les états au(x) noeud(s) final(iaux) manquant(s) (par exemple en faisant une copie de l'avant-dernier noeud) (voir Algorithme 1). À moins d'un drastique changement dans l'environnement au noeud qui vient d'être ajouté, cette solution initiale est une excellente solution de départ. Si l'algorithme de résolution sait exploiter l'information de la solution initiale (comme le logiciel Acados par exemple), alors la convergence peut être très rapide. Il suffit ensuite de répéter le processus pour l'intervalle  $[t_0 + 2\epsilon; t_w + 2\epsilon]$  en utilisant la solution de l'OCP<sub>1</sub> comme solution initiale et ainsi de suite jusqu'à la fin (soit  $t_w + n\epsilon = T_f$ ). La solution de l'horizon glissant est alors une concaténation de tous les noeuds 0 retirés à chaque résolution intermédiaire.

**Algorithme 1.** *Algorithme de résolution d'un NMPC, sous l'hypothèse d'une discrétisation par DMS et d'une fenêtre glissée d'un noeud entre chaque itération. Pour alléger la nomenclature, les variables de contrôles ( $\mathbf{u}$ ) et d'états ( $\mathbf{x}$ ) sont réunies dans un vecteur  $\mathbf{v}$ .*

---

### Initialisation

$N_T$  (Définir le nombre de noeuds totaux à résoudre) ;

$N_F$  (Définir le nombre de noeuds de la fenêtre glissante) ;

$\mathbf{v}_j^{\min} := \mathbf{v}^{\min} \forall j = [0, 1, \dots, N_F]$  (Établir la borne minimale des variables) ;

$\mathbf{v}_j^{\max} := \mathbf{v}^{\max} \forall j = [0, 1, \dots, N_F]$  (Établir la borne maximale des variables) ;

$\mathbf{v}_j^{\text{init}} := \mathbf{v}^0 \forall j = [0, 1, \dots, N_F]$  (Initialiser les variables à chaque noeud) ;

$SOL := [\dots]_{(N_x + N_u) \times N}$  (Initialiser une matrice de solution vide) ;

$i = 0$  (Initialiser le compteur d'itération) ;

**Tant que**  $i < N_T$  :

Étape 1 : Résoudre l'OCP à l'itération  $i$

$\mathbf{v}^* := \text{OCP}(\mathbf{v}^{\text{init}}, \mathbf{v}^{\min}, \mathbf{v}^{\max})$  (Résoudre l'OCP) ;

$SOL_i := \mathbf{v}_0^*$  (Sauvegarder le noeud 0 dans la colonne  $i$  de  $SOL$ ) ;

Étape 2 : Préparer la prochaine itération

$\mathbf{v}_j^{\text{init}} := \mathbf{v}_{j+1}^* \forall j = [0, 1, \dots, N_F - 1]$  (En décalant la solution d'un noeud) ;

$\mathbf{v}_{N_F}^{\text{init}} := \mathbf{v}_{N_F}^*$  (En copiant le dernier noeud de la solution) ;

$\mathbf{v}_0^{\min}, \mathbf{v}_0^{\max} := \mathbf{v}_0^{\text{init}}$  (En fixant le noeud initial pour assurer pour la continuité) ;

Étape 3 : Finaliser l'itération

$i := i + 1$  (Incrémenter le compteur d'itération) ;

**Retourner la solution  $SOL$  de l'OCP résolu par NMPC ;**

---



La NMPC est plus rapide que de résoudre l'OCP complet d'un coup pour plusieurs raisons. Premièrement, en ignorant ce qui vient avant  $t_0 + n\epsilon$  et après  $t_w + n\epsilon$ , on découple les minuscules interactions numériques qui existent entre les états temporellement éloignés. Dans le cas d'un OCP traditionnel, un état séparé par plusieurs noeuds sont théoriquement interdépendants, même si cette interdépendance est très faible. Numériquement, ce faible effet est tout de même inscrit dans la jacobienne des contraintes de continuité. Alors que cette matrice serait idéalement creuse — ce qui pourrait être exploité pour favoriser la convergence de l'optimiseur —, elle se retrouve artificiellement dense et conséquemment difficile à exploiter. Ainsi, résoudre un ensemble de petits OCP, qui ne se soucient pas du passé ni du futur, est plus rapide à résoudre qu'un grand OCP qui prend tout en compte. La qualité de la solution initiale joue également un grand rôle dans l'efficacité de cette méthode. En effet, à moins de bien connaître le résultat attendu, il sera difficile de donner à l'OCP une solution initiale acceptable sur l'ensemble de l'OCP. Dans le cas de la NMPC, il n'y a que la toute première résolution, sur un intervalle de temps relativement court, qui est compliquée à obtenir. Les autres bâtissent itérativement sur la solution obtenue à l'OCP $_{i-1}$ .

On le devine facilement, l'inconvénient principal de cette méthode est précisément ce qui la rend plus rapide, soit de ne prendre en compte qu'un petit intervalle de temps à la fois. En effet, le futur étant absent de la solution calculée à un OCP $_i$  donné, celle-ci ne prend donc pas en compte d'éventuels changements d'environnement, ni qu'elle développe des stratégies à long terme, ce qui pourrait avoir un impact majeur sur la stratégie optimale à adopter. Par exemple, pour reprendre l'idée de la fatigue, si elle est implémentée dans la NMPC par une contrainte de borne plutôt qu'un objectif de Lagrange, alors une stratégie impertinente (mais tout à fait possible dans les circonstances) est de réaliser la tâche sans se soucier de la fatigue lors de la résolution des premiers OCP, puis d'arriver au point où il n'est plus possible de trouver une stratégie qui permette de conserver cette fatigue sous un niveau critique dans le faible espace de temps offert par l'OCP $_n$  et de simplement échouer. À *contrario*, si l'algorithme a conscience du futur, il peut s'assurer de trouver une stratégie à long terme qui assure la réussite de la tâche. Il est donc important, du point de vue de l'utilisateur de NMPC, d'ajouter des objectifs qui simulent la prise en compte de la prédiction de certains états futurs afin de tenter d'éviter des minimums locaux inhérents aux méthodes sous-optimales.

Finalement, appliquée au problème de la fatigue au violon, malgré la drastique amélioration en termes de temps de calcul par rapport à un OCP traditionnel, l'utilisation d'un NMPC risque de ne pas être suffisante. En effet, si l'on suppose que la durée d'un aller-retour du bras (nommé tiré-poussé au violon) est égale à 1 seconde, discrétisée en 30 noeuds de tir, simulé pour 10 minutes de jeu, alors un total de  $N_T = 18000 - 30 = 17970$  OCP sont à résoudre. Si l'on suppose, de façon extrêmement optimiste (Porsa *et al.*, 2016), que le temps moyen de résolution est d'une minute (60 secondes), alors le temps de résolution attendu est



de  $60 \times 17970/3600 \approx 300$  h, soit environ 12 jours. Ceci demeure dans un domaine réaliste, à la condition que le temps de résolution des OCP intermédiaires demeure faible. L'utilisation d'un NMPC dans ce contexte demande donc à être validée.

### 1.3.3. Les objectifs de la thèse en lien avec la synthèse de mouvement

En résumé, la synthèse de mouvement est une approche prometteuse pour étudier des paramètres biomécaniques comme le risque de blessure, qu'il serait autrement difficile à étudier, notamment pour des raisons éthiques. Il existe une panoplie d'approches pour synthétiser des mouvements. Une qui semble intéressante est la commande optimale, puisqu'elle tente par nature de trouver la meilleure solution possible. Cependant cette approche est numériquement lourde à résoudre et il est peu probable qu'une telle approche soit adaptée pour des mouvements de plus de quelques secondes. Ainsi, la commande prédictive non linéaire, ou NMPC, qui est basée sur la résolution successive de plusieurs OCP semble être une approche réaliste pour la synthèse de mouvement de longue durée. Cependant, plusieurs défis subsistent, puisque même cette approche semble être à la limite de ce qu'elle peut offrir en termes de temps de résolution réaliste.

Ainsi, le troisième et dernier objectif spécifique **S.3** de cette thèse est de faire la synthèse optimale d'un mouvement de violon sur une période suffisamment longue afin d'étudier la mise en place de la fatigue lors du jeu violonistique. Les sous-objectifs spécifiques sont :

- S.3.1** Tester la viabilité d'un NMPC pour faire la synthèse de mouvement de plusieurs minutes de jeu violonistique et proposer des modifications ou alternative au besoin ;
- S.3.2** À partir de l'objectif spécifique **S.2** et en fonction du sous-objectif **S.3.1**, comparer un mouvement de violon avec et sans modèle de fatigue.

## 1.4. Rappel des objectif de la thèse

L'objectif de la thèse est d'étudier l'effet de la fatigue dans un geste violonistique. Pour ce faire, trois objectifs spécifiques ont été proposés, chacun détaillé en un ensemble de sous-objectifs spécifiques. Le premier objectif spécifique **S.1** est d'étudier la faisabilité et de proposer un cadre de recherche formel qui permette, pour les études chez les violonistes, de développer un corpus scientifique cohérent et comparable. Les sous-objectifs spécifiques sont :

- S.1.1** Caractériser la variabilité cinématique intra-participant des violonistes ;
- S.1.2** Caractériser la variabilité cinématique inter-participant des violonistes ;
- S.1.3** En lien avec les sous-objectifs spécifiques **S.1.1** et **S.1.2**, proposer des lignes directrices pour des études cinématiques chez les violonistes.



Le second objectif spécifique **S.2** est d'étudier l'utilisabilité d'un modèle musculosquelettique (ou à défaut squelettique) augmenté par un modèle de fatigue, dans un contexte de simulation prédictive. Les sous-objectifs spécifiques sont :

- S.2.1** Proposer et tester des équations de stabilisation pour le modèle de fatigue à trois compartiments ;
- S.2.2** Proposer et tester l'ajout d'un modèle d'accumulation de fatigue à ce même modèle ;
- S.2.3** Tester la viabilité d'un modèle musculosquelettique fatigable dans un contexte de simulation prédictive.

Enfin, le dernier objectif spécifique **S.3** est de faire la synthèse optimale d'un mouvement de violon sur une période suffisamment longue afin d'étudier la mise en place de la fatigue lors du jeu violonistique. Les sous-objectifs spécifiques sont :

- S.3.1** Tester la viabilité d'un NMPC pour faire la synthèse de mouvement de plusieurs minutes de jeu violonistique et proposer des modifications ou alternative au besoin ;
- S.3.2** À partir de l'objectif spécifique **S.2** et en fonction du sous-objectif **S.3.1**, comparer un mouvement de violon avec et sans modèle de fatigue.



# Chapitre 2

---

## Développement d'un écosystème de modélisation et simulation

### 2.1. Solutions et écosystèmes préexistants

#### 2.1.1. Le développement logiciel en biomécanique

La biomécanique est à la frontière de plusieurs domaines d'étude — notamment, la physique, l'ingénierie, la kinésiologie et l'ergothérapie — qui, sans être contradictoires, sont rarement conjointement étudiés. La trajectoire académique des étudiant·e·s du domaine est alors variée et contrastante ; ce qui est à la fois un atout et un inconvénient. Dans les atouts, on notera la confrontation des idées, des limites et des perspectives ainsi que la possibilité de développer simultanément les fronts de la recherche fondamentale, appliquée et clinique. D'un autre côté, il faut composer avec le fait que les domaines connexes non étudiés sont parfois lacunaires. Ceci est particulièrement vrai pour l'informatique dont l'apprentissage autodidacte peut facilement mener à l'acquisition de mauvaises pratiques. Le résultat est que de façon globale, le développement logiciel en biomécanique est hétéroclite et peu coordonné ; autant du côté du nombre d'outils disponibles que de leur utilisabilité.

Par nature, en biomécanique, les données sont nombreuses et d'origines diverses — systèmes optoélectroniques, électromyographie (EMG), capteurs inertiels, mesures anthropométriques, etc. — et ne cessent de se diversifier alors que la technologie se complexifie. De plus, hormis dans de rares cas, ces données ne peuvent pas être utilisées de façon isolée. Elles doivent donc être combinées par des procédés qui impliquent souvent des mathématiques avancées. La difficulté principale est alors d'implémenter des logiciels et scripts d'analyse de façon cohérente pour bâtir sur l'acquis et préparer les futurs développements.

Or, la culture en biomécanique est plutôt de développer des solutions *ad hoc* par projet. Plusieurs problèmes émergent de ce fait. Outre les risques d'erreurs dus aux nombreux copiés-collés inhérents à cette méthode, un des principaux problèmes est qu'elle rend le partage des



codes entre chercheur·se·s difficile. En conséquence, les équipes de recherche ont tendance à réimplémenter les mêmes flux d’analyses déjà développés par d’autres équipes. La raison est que les solutions *ad hoc* sont généralement codées par de longs scripts avec un ensemble de conditions codées en dur (*hard-coded*) tout au long du code source. En outre, cette façon de procéder nuit à la qualité de la revue par les pairs, car elle rend la contrevérification des scripts d’analyse fastidieuse, voire simplement impossible à distribuer (Moher *et al.*, 2020). Or, la contrevérification — autant des résultats que des codes qui les ont générés — est un processus important de la science qui se retrouve ainsi négligé (Hicks *et al.*, 2015).

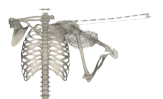
L’alternative est d’utiliser une approche fonctionnelle. Le b.a.-ba de cette méthode est de diviser les scripts d’analyses en plusieurs bouts de code indépendants, nommés fonctions<sup>1</sup>, appelés de façon séquentielle. Cette méthode répond à quelques problématiques exposées au paragraphe précédent. Premièrement, en encapsulant et documentant adéquatement ces fonctions dans une boîte à outils (*toolbox*), la distribution et la réutilisation de ces codes devient alors aisée. Ceci favorise la collaboration entre les équipes de recherche qui peuvent alors utiliser, mais surtout contribuer, à leur tour, à la boîte à outils. En outre, puisque potentiellement plus de personnes révisent et utilisent les mêmes codes, les bogues d’implémentation ont plus de chance d’être trouvés et corrigés. L’approche fonctionnelle facilite également l’évolution des codes. En effet, en scindant le code en fonctions indépendantes, il devient possible de modifier le comportement d’une portion du code sans risquer d’impacter le reste du logiciel ; on parle alors de développement modulaire.

Cette approche basée sur la distribution et la polyvalence des codes apporte cependant son lot de problèmes ou du moins d’inconvénients. Elle est premièrement, par nature, une approche plus abstraite. Le temps de conceptualisation que chaque fonction prend rend alors le développement beaucoup plus long pour la personne qui les implémente. Ensuite, leur intégration à des boîtes à outils doit être adéquatement planifiée. En effet, le développement de nouveaux modules<sup>2</sup> nécessite d’évaluer *à priori* la complémentarité des nouvelles fonctions et leur arrimage avec les outils préexistants. De plus, du temps consacré à la maintenance du code doit également être dédié par les chercheur·se·s. En effet, puisque la recherche est basée sur l’exploration d’espaces inconnus, les fonctions proposées dans les boîtes à outils ont tendance à rapidement devenir obsolètes et doivent donc régulièrement évoluer. Ainsi, le développement cohérent de boîtes à outils est chronophage. Or, le temps dépensé à planifier, développer, maintenir, distribuer et répondre aux rapports de bogues compétitive avec le

---

1. Une fonction est un code d’idéalement au plus quelques lignes qui réalisent une unique tâche. Pour ce faire, elle prend des valeurs d’entrées et les transforment en une valeur de sorti. Réviser la validité du code revient alors à s’assurer que chacune fonction fait bien ce qui est attendu d’elle, indépendamment du reste du code.

2. Un module est un ensemble de fonctions de mêmes thématiques livrées ensemble.





cursus académique<sup>3</sup>. Parallèlement, les étudiant·e·s n’ont que peu d’incitatifs à développer de façon modulaire, puisque ce qu’iels leur importe réellement est d’avancer leur cursus académique, le développement logiciel n’est qu’un but instrumental à cet objectif principal. D’autant que redévelopper certains algorithmes n’est pas non plus qu’une perte de temps dans la mesure où cela permet de cimenter la compréhension que ces étudiant·e·s ont des algorithmes. À toutes ces considérations, on peut ajouter la question à savoir que faire lorsque l’étudiant·e (ou le ou la principal·e développeur·euse) termine ses études et quitte son laboratoire d’attache? Certes certain·e·s continueront le maintien du code par intérêt personnel ou parce que cela s’arrime naturellement avec leurs nouveaux projets, mais ceci n’est pas un modèle généralisable. Il n’y a pas de réponses simples à ces questionnements sur le modèle de développement logiciels à adopter qui satisfasse simultanément les attentes des échelles personnelles/académiques, laboratoires et de la communauté biomécanique<sup>4</sup>.

Ainsi, dans un contexte où le développement logiciel est peu reconnu comme apport scientifique en soi, un changement de culture semble nécessaire ; toutefois, il ne semble pas y avoir de direction évidente pour celui-ci (Link et Germonprez, 2018). D’un côté, le développement en silo augmente les risques d’erreur, diminue la capacité de contrevérification des codes et complexifie les collaborations entre les équipes de recherche. De l’autre, le temps utilisé à développer les codes, les tester et les distribuer est du temps qui, du point de vue du ou de la chercheur·se, semble être simplement perdu. On le voit par l’absence de métriques utilisées pour quantifier l’apport à la science ouverte (Strinzel *et al.*, 2021). Avec cela en tête, ma démarche lors de cette thèse fut d’adopter le modèle du développement en code ouvert. Sans apporter de réponses définitives, j’espère — à l’instar d’autres logiciels dans le domaine, telles BTK (Barre et Armand, 2014) et OpenSim (Seth *et al.*, 2018) — pouvoir contribuer à la réflexion en offrant un banc d’essai pour évaluer la pertinence de cette approche en science. Il convient tout de même de contextualiser mon développement logiciel par rapport à l’offre de service déjà existante en biomécanique. Les sections suivantes exposent donc des solutions existantes, pour ensuite présenter l’écosystème Pyomeca développé au laboratoire S2M en plus de décrire comment celui-ci s’intègre dans l’offre de service en biomécanique.

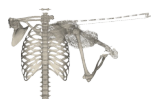
### 2.1.2. Les modalités de distribution des codes

Deux modalités principales sont à distinguer dans l’univers du développement logiciel : le code ouvert (*open source*) et le code fermé (*closed source*). Bien que la mouvance actuelle en recherche — et même jusque dans une certaine mesure dans le domaine commercial —

---

3. Les étudiant·e·s sont généralement celles et ceux qui font évoluer les codes, mais cette critique demeurerait vraie du point de vue du ou de la professeur·e.

4. Je mentionne la communauté biomécanique parce que c’est celle dans laquelle j’évolue et dont j’ai noté les problématiques. Par contre, ce genre de questionnement ne se limite certainement pas qu’à cette communauté. Je suis donc d’avis qu’une réflexion plus globale sur les modèles de distribution de la connaissance par la société scientifique est à faire dans les prochaines années.





semble favoriser le format par code ouvert, plusieurs logiciels scientifiques sont développés sous le format code fermé. Je passe donc brièvement en revue dans cette section les avantages et inconvénients de ces méthodes ainsi que les principaux logiciels représentatifs de ces catégories, me limitant cependant à une sélection pertinente dans le cadre de cette thèse.

2.1.2.1. *Les logiciels à code fermé.* Ce format de distribution, comme son nom le suggère, ne rend pas disponible le code source aux utilisateur·trice·s du logiciel. Ainsi, il n'est pas possible d'examiner — ni, par extension, de modifier ou d'améliorer — ce code source. Les logiciels sous ce type de distribution s'utilisent donc tel quel<sup>5</sup>. L'utilisation même de ces logiciels peut s'avérer problématique pour deux raisons principales. La première est que les utilisateur·trice·s sont tributaires de la compagnie en charge du développement pour implémenter de nouvelles fonctionnalités qu'ils ont besoin. Ceci peut ralentir considérablement la recherche, d'autant qu'il n'est même pas garanti que ce développement se fasse (notamment dans les cas où les demandes sont trop nichées). Ensuite, afin de mieux contrôler les conditions expérimentales, les scientifiques ont tendance à limiter l'utilisation de boîtes noires<sup>6</sup>. Celles-ci sont cependant inhérentes, par définition, au modèle de distribution par code fermé. Une autre problématique à noter est que le coût d'utilisation de logiciels spécialisés utilisés par de petites communautés d'utilisateur·trice·s (comme en biomécanique) est souvent très élevé. Ceci vient du fait que la compagnie qui développe pour un faible bassin de personnes a peu d'utilisateur·trice·s sur lesquelles amortir les frais de développement. D'un autre côté, ce modèle offre généralement une grande stabilité qui est appréciable pour les chercheur·se·s. En effet, lorsque le développement est assuré par des compagnies bien établies, les logiciels ont tendance à perdurer et évoluer longtemps, ce qui permet de planifier sur le long terme. Ainsi, quelques logiciels importants sont disponibles sous ce format.

**Anybody.** En biomécanique, un des logiciels les plus importants, sinon le plus important, sous ce format de distribution est Anybody (Rasmussen, 2019). Il s'agit d'un logiciel de modélisation et simulation général qui offre une interface de programmation maison pour déclarer et interagir avec les modèles. Tel qu'attendu pour un logiciel code fermé, la documentation demeure cependant relativement vague sur les équations et les algorithmes implémentés aux différentes étapes des flux d'analyses (les flux ont été présentés dans la Section 1.2.1.1). Anybody est internationalement utilisé par des chercheurs, mais également des industriels, entre autres dans le monde de l'ergonomie automobile. Le logiciel est considéré performant, quoiqu'il n'existe pas, à ma connaissance, de comparaison formelle entre ce logiciel et d'autres

---

5. Il est possible que le logiciel offre une interface de programmation (*Application Programming Interface*), mieux connu sous son acronyme API, qui permette d'augmenter les fonctionnalités via des greffons (*plugins*). Ceci est cependant assez rare et demande souvent des compétences de programmation avancées pour que ces greffons soient performants.

6. Une boîte noire est une fonctionnalité à laquelle on envoie une condition initiale et qui retourne une réponse sans que l'on ne connaissance (ou ne s'intéresse) à la méthode utilisée pour obtenir ce résultat.



outils en termes de rapidité d'exécution<sup>7</sup>. Le logiciel est livré avec un modèle corps complet qui a été validé par au moins une équipe externe de chercheurs (Bassani *et al.*, 2017). Enfin, une API Python est disponible afin d'inclure des analyses par un langage de scripts. La principale problématique associée à l'utilisation d'Anybody est qu'il ne supporte pas les simulations du flux direct, rendant son utilisation impossible dans un contexte de simulation prédictive, telle que prévu pour mes travaux de thèse.

**GPOPS-II.** GPOPS-II (Patterson et Rao, 2014) est spécialisé dans la commande optimale par la méthode des collocations directes (DC). Sa particularité est de complexifier, de façon localisée et dynamique, le maillage de collocations, ce qui permet de minimiser le nombre de points requis tout en assurant une précision arbitraire généralement difficile à obtenir avec les méthodes par DC. Ce logiciel n'est pas *à priori* développé pour la biomécanique, puisqu'il a une approche générique. Par contre, grâce à sa grande performance, il a été utilisé par plusieurs équipes dans le domaine, dont Brown *et al.* (2020); Huzaiifa et Laviers (2020) et Ueno *et al.* (2020), pour n'en citer que trois récentes. Des essais préliminaires ont cependant mis en lumière une limite importante de ce logiciel. La non linéarité de certains problèmes de biomécanique force un remaillage très fin du problème qui atteint alors les limites de la mémoire vive, même pour des modèles musculosquelettiques relativement simples.

**Muscod-II.** Tout comme GPOPS-II, Muscod-II (Leineweber *et al.*, 2003a) est un logiciel de commande optimale avec une visée générale. Il a été développé dans le laboratoire IWR<sup>8</sup> qui possède un long historique en robotique, d'où le passage naturel vers la biomécanique. Pour sa part basé sur les tirs multiples directs (DMS), il a également été utilisé par diverses équipes (Diehl *et al.*, 2006; Felis *et al.*, 2015; Harant *et al.*, 2017; Bélaïse *et al.*, 2018b) dans les dernières années. La principale limite à l'utilisation de Muscod-II est sa grande difficulté de prise en charge. La documentation est en effet peu aidante dès qu'un soucis apparaît à l'instar des messages d'erreur générés par le logiciel.

2.1.2.2. *Les logiciels à code ouvert.* Les logiciels à code ouvert, quant à eux, sont basés sur une vision plus communautaire du développement logiciel. Tout utilisateur·trice peut, s'il le souhaite, accéder au code source du logiciel, le modifier au besoin et faire bénéficier à la communauté de cette nouvelle fonctionnalité.<sup>9</sup> Logiquement, plus la communauté d'utilisateur·trice·s est importante, plus les chances d'avoir une communauté de développeurs et

---

7. Le logiciel a cependant été comparé en termes de résultats, mais je reviens sur cet aspect plus loin dans ce chapitre.

8. *Interdisziplinäres Zentrum für Wissenschaftliches Rechnen* ou le Centre interdisciplinaire pour le calcul scientifique

9. Il existe en fait une panoplie de permissions accordées (ou non) — droit de modification, droit de redistribution, droit de commercialisation, etc. — sur lesquelles je n'entrerai pas dans les détails. Je ne discute ici que des logiciels distribués sous licence les plus permissives, soit généralement la licence MIT ou un équivalent.



développeuses active est grande. Ceci permet de bénéficier d'un des avantages principaux du modèle à code ouvert, soit la minimisation du risque qu'un bogue ne passe inaperçu. De plus, une communauté active joue le rôle, discuté dans la section à code fermé, d'assurer une stabilité à moyen terme des logiciels développés. En outre, ces logiciels sont généralement gratuitement distribués, ce qui est un avantage majeur face aux logiciels à code fermé.

Ce modèle n'est évidemment pas sans problématique. La principale, qui a déjà été évoquée précédemment, est le fait que cela soit chronophage pour les quelques développeur·se·s principaux. Celles et ceux-ci sont en effet en charge de recevoir les propositions d'amélioration faites par la communauté. L'enjeu est d'assurer un développement cohérent dans un contexte où le code est développé simultanément par des personnes de partout dans le monde, qui ne se parlent pas et qui ont des besoins différents. Plus important encore, pour les petits à moyens projets, ceux-ci sont généralement portés bénévolement par une unique personne qui va éventuellement devoir, pour toutes sortes de raisons, cesser ses activités. Dans ce contexte, il n'est pas encore clair comment pérenniser les projets à code ouvert. Malgré tout, plusieurs initiatives existent dont voici un échantillon.

**RBDL.** Un premier outil est le moteur physique nommé *Rigid Body Dynamics Library* ou *Bibliothèque de dynamique de corps rigides*. Cette bibliothèque, écrite par Felis (2017), implémente en C++ les équations de la géométrie spatiale proposées par Featherstone (2014). De par sa performance reconnue, RBDL est utilisée dans le domaine de la robotique (Diehl et Mombaur, 2006; Macchietto *et al.*, 2009; Kurfess, 2018) et a régulièrement été utilisée comme base de comparaison (*benchmark*) pour les nouveaux moteurs physiques (Frigerio *et al.*, 2016; Carpentier *et al.*, 2019; Koolen et Deits, 2019). Dans cette bibliothèque, l'algèbre linéaire est géré par la performante bibliothèque Eigen (Guennebaud *et al.*, 2010), également en code ouvert.

**Pinocchio.** Tout comme RBDL, la bibliothèque Pinocchio, développée par Carpentier *et al.* (2019), implémente en C++ la dynamique de corps rigides polyarticulés donnée par les équations de la géométrie spatiale de Featherstone (2014). Elle est un des moteurs physiques les plus efficaces en termes de rapidité de calcul. De plus, elle supporte l'intégration de bibliothèques de différentiation algorithmique, permettant de récupérer facilement les dérivées des algorithmes implémentés. La critique principale que l'on puisse lui faire est que sa grande efficacité vient de l'utilisation de techniques de programmation avancées, notamment la programmation par modèles (*template*), qui complexifient sa prise en main, mais surtout la modification du code source.

**OpenSim.** OpenSim (Seth *et al.*, 2018) est un incontournable dans le domaine de la biomécanique. Développé à Stanford, c'est un logiciel de modélisation et simulation générique, mature et très complet. De plus, plusieurs modèles musculosquelettiques — corps complet, bas du corps et haut du corps — sont distribués avec lui. Il possède une interface graphique conviviale tout en offrant des API Python et MATLAB sans perte d'efficacité. Son moteur



physique est bâti sur Simbody dont la performance prend le dessus sur d'autres moteurs physique tel RBDL au fur et à mesure que le nombre de degrés de liberté augmente (Felis, 2017). OpenSim est largement utilisé par la communauté (l'article original de présentation du logiciel est cité plus de 3700 selon `scholar.google.ca`).

Le principal problème dont souffre potentiellement OpenSim — et cela est le même pour tous logiciels de simulation — est qu'il est difficile de valider l'implémentation de ses algorithmes. En effet, pour le valider, il faudrait comparer ses résultats avec des valeurs connues. Or, pour connaître les valeurs tests, il faut essentiellement réimplémenter le logiciel. Une autre approche serait de le comparer avec d'autres solutions existantes. Par contre, due à sa grande popularité et efficacité, peu d'autres initiatives avec une vocation similaire ont été proposées par la communauté qui puisse permettre une validation croisée (Hicks *et al.*, 2015). Ceci est d'autant important que de récentes tentatives de validation empirique entre lui et Anybody ont montré des différences notables sur plusieurs aspects, dont la dynamique et les effets musculaires (Kim *et al.*, 2018; Trinler *et al.*, 2019; Alexander *et al.*, 2021).

**MuJoCo.** MuJoCo (Todorov *et al.*, 2012) est un nouveau joueur dans le monde du code ouvert. En effet, alors qu'il était dans la première catégorie, il a récemment été acquis par *DeepMind* et le code sera ouvert à la communauté à partir de 2022. Ce logiciel est un moteur physique dont le public cible est les chercheurs en robotique et biomécanique. Il est particulièrement performant dans les cas de dynamiques contraintes, notamment avec des contraintes de fermeture de boucle, en plus d'inclure de la simulation incluant des contacts souples. Jusqu'à maintenant, considérant sa récente conversion au code ouvert et, par conséquent, l'absence de modèles squelettiques et musculosquelettiques distribués avec lui, sa base d'utilisateur en biomécanique demeure encore limitée. Par contre, des initiatives pour transporter les modèles d'OpenSim à MuJoCo ont déjà été proposées (Ikkala et Hämäläinen, 2020). Ainsi, sa trajectoire de développement est certainement à surveiller durant les prochaines années.

**Opensim Moco.** La commande optimale possède également ses logiciels à code ouvert. Un qui est déjà important malgré sa relative nouveauté est Opensim Moco (Dembia *et al.*, 2019). Comme son nom l'indique (Moco signifiant *Musculoskeletal Optimal COntrol*), celui-ci est un module de commande optimale de OpenSim; ce qui, entre autres, explique son immédiate popularité. Opensim Moco est basé sur les collocations directes et, si l'on se fie aux temps de résolution autorapportés, semble très performant. Ceci est particulièrement le cas depuis la réimplémentation du coeur de Simbody qui l'a rendu compatible avec CasADi, ce qui a permis d'obtenir les dérivées de façon algorithmique plutôt que par différences finies.

Le principal problème de Opensim Moco est cependant sa prise en charge encore difficile. En effet, bien qu'il existe une interface Python, les principales fonctions (par exemple les fonctions objectifs) doivent être déclarées en C++, ce qui freine son utilisation. Jusqu'à



maintenant, ils offrent un service d'assistance à la programmation pour aider les programmeurs à définir leurs fonctions personnalisées, mais il n'est pas clair combien de temps cette approche sera offerte. Une solution plus flexible est certainement nécessaire.

**Scone.** Pour terminer ce tour d'horizon des logiciels en biomécanique, je me penche vers le logiciel de commande optimale par optimisation paramétrique Scone (Geijtenbeek, 2019). Tout comme Opensim Moco, Scone a été conçu avec OpenSim comme base pour la simulation musculosquelettique. Il a cependant l'avantage d'être techniquement agnostique sur le modèle dynamique, ce qui signifie que théoriquement n'importe quel moteur physique peut lui être branché. Malgré tout, probablement dû au schéma par optimisation paramétrique généralement moins efficace que les méthodes par tirs multiples directs ou collocations directes, sa base d'utilisateur·trice·s est faible. Une autre limite de ce logiciel est qu'il est uniquement distribué sous le système d'exploitation Windows.

2.1.2.3. *Conclusion pour les solutions logicielles existantes.* Comme on l'a vu, plusieurs solutions logicielles existent. En première approche, l'utilisation du logiciel de simulation OpenSim est un choix intéressant. D'un point de vue plus général, développer un second écosystème avec une vocation similaire, mais qui utilise des algorithmes et implémentations différentes, est également intéressant. Ceci permettrait de faire une validation croisée des deux approches et aussi de comparer de façon plus formelle la performance des algorithmes des flux d'analyse. Du côté de la commande optimale, considérant les faibles valeurs observées lors de l'utilisation de modèles de fatigue (voir résultats rapportés au Chapitre 4), les méthodes par dynamique implicite (notamment les collocations directes) ont peu de chance d'être suffisamment précises pour simuler l'accumulation de fatigue. Conséquemment, Muscod-II semble être une option intéressante, mais l'impossibilité d'accéder au code source est une limite importante qui pousse à vouloir développer une nouvelle approche pour la simulation prédictive.

## 2.2. Pyomeca, suite logicielle de biomécanique

Pyomeca est un écosystème de logiciels dont chacun répond à une problématique biomécanique particulière. Son objectif est ainsi d'unifier, par la complémentarité de ses modules, l'analyse et la manipulation de données biomécaniques ; c'est-à-dire de l'importation des données jusqu'à l'analyse statistique et la génération des graphiques pertinents. Cette section passe en survol l'écosystème Pyomeca qui a été développé au laboratoire S2M, soit Ezc3d (qui gère l'importation des données), Biorbd (qui transforme les données brutes en données biomécaniques via les flux d'analyses), Pyomeca (qui offre des outils de réduction de données et de graphisme) et finalement Bioptim (qui offre un ensemble de fonctionnalité pour la commande optimale). La suite est distribuée gratuitement sur GitHub (<https://github.com/pyomeca>), sous la licence MIT. Il est à noter que puisque l'intégralité des analyses et simulations qui



ont été réalisées dans le cadre de cette thèse ont été faites en utilisant cet écosystème, cette section peut être vue comme une section de méthode générale de la thèse.

### 2.2.1. Le choix des langages de programmation

Le choix du langage de programmation n'est pas anodin. D'un côté, tel que mentionné dans la Section 1.2, les algorithmes en biomécanique sont lourds en termes de calcul. Ceci suggère donc l'utilisation d'un langage de bas niveau<sup>10</sup> pour qu'ils soient exécutés rapidement. De l'autre, ce type de langage est rébarbatif et est donc moins utilisé dans la communauté biomécanique. Il existe cependant des approches hybrides — soit des codes écrits dans un langage de bas niveau, couplés à un API de haut niveau — qui permettent de bénéficier du meilleur des deux mondes : la rapidité de calcul et la facilité de programmation. C'est l'approche qui a été préconisée avec Pyomeca.

Ainsi, le coeur de l'implémentation des flux d'analyse qui calcule les éléments de cinématique tridimensionnelle, de dynamique et d'effet musculaire a été implémenté en C++. Le C++ est un langage de programmation compilé et orienté-objet qui remonte aux années 1980, mais qui demeure, avec le langage C, un des langages les plus utilisés dans les domaines où la performance est primordiale. D'un côté, la grande qualité des compilateurs permet de générer du code machine dont la performance est souvent humainement difficile à surpasser, même en programmant dans des langages d'encore plus bas niveau, tel l'Assembleur. De l'autre, le niveau d'abstraction offert par ce langage est suffisamment grand pour être relativement compréhensible par l'humain, ce qui réduit le temps de programmation (encore une fois comparé à l'Assembleur). Malgré cela, le C++ demeure un langage difficile d'accès qui ne convient pas du tout aux non initiés et dont la structure rigide tend à décupler le nombre de lignes de codes nécessaires pour réaliser peu de code utile.

C'est pour cette raison que ce sont plutôt des langages comme MATLAB et Python qui ont fait leur chemin dans la communauté scientifique (Millman et Aivazis, 2011). Le premier, MATLAB — qui signifie *MATrix LABoratory* —, est un langage commercial<sup>11</sup> très utilisé en industrie et en science. Sa principale force, comme son nom l'indique, est l'algèbre linéaire. Pour sa part, Python est un langage généraliste à code ouvert utilisé par diverses communautés de programmeurs et programmeuses et dont la popularité est croissante depuis quelques années. Par exemple, sur la période de novembre 2020 à 2021, il représentait près

---

10. Un langage de bas niveau, par opposition à un langage de haut niveau, est un langage de programmation plus près du langage machine. En d'autres mots, qui n'offrent qu'une faible couche d'abstraction. Typiquement, leur particularité est de permettre d'accéder directement à la mémoire vive et donc de gérer de façon optimale l'utilisation de la mémoire. De façon grossière, on peut dire que les langages compilés — dont le C et le C++ sont les langages dominants —, sont de bas niveau. Quant aux langages de haut niveau, ceux-ci sont plus près de la langue parlée. Le plus souvent, ces langages se présentent sous forme de scripts interprétés, ce qui les rend considérablement lents à utiliser (Wikipedia, 2021).

11. Il est cependant à noter qu'un langage très similaire à MATLAB, mais à code ouvert, nommé Octave, existe également (Wikipedia, 2021).





de 30% des recherches en programmation sur Google (PYPL, 2021). De plus, celui-ci est récemment devenu le premier langage utilisé en science (Ozgun et University, 2017). Un de ses principaux avantages est qu'étant lui-même conçu en C++, il offre naturellement une facilité d'interfaçage vers ce langage ; interface d'autant simplifiée par des logiciels comme SWIG (Beazley, 2003). Aussi, la rapidité de développement et de prototypage offerte par la flexibilité de ces deux langages est une caractéristique qui n'est pas étrangère à leur popularité. Il apparaît alors incontournable d'offrir une API vers eux deux.

En résumé, d'un point de vue utilisateur, la suite Pyomeca s'utilise presque entièrement en MATLAB (ou Octave) et en Python. Cependant, et de façon transparente pour l'utilisateur·trice, tous les algorithmes qui nécessitent d'intensifs calculs sont réalisés, en arrière-plan, de façon compilée par la portion de la bibliothèque qui origine d'un code en C++.

## 2.2.2. La présentation des principaux logiciels

La suite Pyomeca se compose essentiellement de quatre logiciels : Ezc3d, Biorbd, Pyomeca et Bioptim. Hormis pour Pyomeca — dont je ne suis pas le programmeur principal —, la section suivante détaille ces logiciels et leurs apports respectifs à l'écosystème d'analyses biomécaniques.

2.2.2.1. *Ezc3d*. Le format C3D est un format binaire créé vers la fin des années 1980 et dont la standardisation du format est diffusée gratuitement depuis le début des années 2000 (Motion Lab Systems, 2020). Son objectif est de consolider, à l'intérieur d'un même fichier, les données biomécaniques de différents outils de capture. En l'occurrence, à l'époque, les données étaient essentiellement des données de plateforme de force et de système optoélectronique. Le format a depuis été largement adopté par l'industrie et, à ma connaissance, toutes les compagnies qui ont un lien quelconque avec la biomécanique offrent une couche de compatibilité avec ce format. Ainsi, grâce à l'adoption quasi-universelle du C3D comme support pour leurs données, les échanges entre chercheur·se·s peuvent se faire de façon relativement unifiée.

Afin de prendre en compte l'évolution des outils d'acquisition de données, le format a largement évolué depuis sa création. Par exemple, il est maintenant possible de conserver d'autres types de données que celles originalement admises. De plus, les impératifs liés à l'espace de stockage ont été drastiquement réduits par rapport aux années 1990, ce qui a modifié la méthode d'encodage des nombres décimaux. Or, depuis ses débuts, une attention particulière a été portée par les développeur·se·s du format afin d'assurer sa rétrocompatibilité. Alors que ceci permet de continuer aujourd'hui à lire des données enregistrées il y a plus de 30 ans — ce qui est un bel accomplissement du format —, celui-ci souffre de cette fonctionnalité. En effet, plusieurs fichiers au format C3D peuvent se présenter de manières drastiquement différentes s'ils sont issus de logiciels (et époques) différents. Un premier exemple est qu'il est



possible d'encoder, au choix, les nombres en nombre flottants ou en nombres entiers avec un facteur de conversion. Un second exemple est la possibilité d'encoder les nombres selon les architectures Intel, DEC ou MIPS, qui ont chacun leur boutisme (*endian*)<sup>12</sup> propre. Un dernier exemple est la panoplie de types de plateformes de force permises, mais dont aucune ne partage les données de stockage (certaines stockent les données de force et moment, d'autres de force et de centre de pression, alors que d'autres stockent les valeurs des jauges de pression aux coins des plateformes). En pratique, ceci rend le développement d'un lecteur C3D qui supporte toutes ces subtilités très fastidieux et pratiquement impossible à tester (puisqu'il faut avoir accès à un exemplaire de toutes ces combinaisons pour tester l'implémentation, alors que plusieurs n'apparaissent même pas dans la nature).

Ceci explique probablement pourquoi, alors que le format est extensivement documenté et largement distribué, il n'existe à ma connaissance qu'une seule bibliothèque de lecture et écriture de C3D gratuitement distribuée, la bibliothèque *Biomechanical-ToolKit* ou BTK, développée par Barre et Armand (2014). Cette bibliothèque est complète et mature et demeurerait jusqu'à récemment une excellente option pour manipuler des fichiers dans ce format. Le projet a cependant été abandonné depuis et les dernières spécifications du format ont cessé d'être implémentées. Le code source en C++ est également difficile d'accès et ne respecte plus les normes actuelles de programmation. De plus, les API Python et MATLAB n'ont pas non plus été conçues pour être utilisables de façon transparente dans leur langage d'arrivée. Le résultat est qu'une réécriture en profondeur, voire complète, du code est nécessaire; ce travail a d'ailleurs été tenté par d'autres équipes (notamment par l'équipe d'OpenSim), mais a été abandonné dû à la complexité du code source. Une nouvelle bibliothèque devait donc être proposée.

La bibliothèque Ezc3d est cette proposition. Distribuée gratuitement, elle est l'implémentation à code ouvert la plus actuelle du format standard C3D, en plus d'être le plus résilient possible aux « prises de liberté »<sup>13</sup> que certaines compagnies ont faites dans leur implémentation. Pour des raisons de rapidité d'exécution, Ezc3d a été codé en C++, mais est interfacé en MATLAB et Python. Dans les deux cas, une attention particulière a été portée à ce que les structures retournées à l'utilisateur soient le plus standard possible pour le langage d'arrivée<sup>14</sup>. Depuis la mise en ligne du code, une dizaine de contributeur·trice·s, dont les programmeurs de Anybody et d'OpenSim, ont participé à son développement. J'ai également participé à l'implémentation d'Ezc3d comme lecteur de C3D dans le logiciel OpenSim.

---

12. Sans entrer dans les détails techniques, le boutisme d'un octet est l'ordre dans lequel les bits de cet octet doivent être interprétés. Originellement, ceci vient de l'architecture matériel du processeur de l'ordinateur dont la lecture est plus rapide dans un format ou un autre. Du côté logiciel, il s'agit d'une convention de stockage.

13. Le plus souvent, ces prises de liberté sont l'omission de sections techniquement « obligatoires », mais il existe plusieurs autres subtilités qui doivent être résolues à la pièce.

14. Il n'y a pas de terme en MATLAB pour désigner un code qui est conforme au standard. Par contre, le terme *pythonique* (ou *pythonic* en anglais) est utilisé du côté de Python.





Le court article suivant — Michaud et Begon (2021b) publié dans *Journal of Open Source Software* (JOSS) — fait la présentation sommaire de la bibliothèque. Le lecteur ou la lectrice intéressé·e est cependant invité·e à se référer à la documentation ainsi qu’au fichier *README.md* (disponibles à cette adresse <https://github.com/pyomeca/ezc3d> et dont la table des matières est reproduite à l’Annexe C) pour une explication détaillée de la bibliothèque.

## Ezc3d : An easy C3D file I/O cross-platform solution for C++, Python and MATLAB

Benjamin Michaud M.Sc.<sup>1</sup> & Mickaël Begon Ph.D.<sup>1</sup>

<sup>1</sup>*École de Kinésiologie et de Sciences de l’Activité Physique, Université de Montréal*

Article publié dans *Journal of Open Source Software*, le 21 février 2021

Contributions par auteur <sup>a</sup> :

- *Benjamin Michaud* : Conceptualisation, Développement logiciel (modification de 73 000 lignes de code <sup>b</sup>), Écriture de l’article ;
- *Mickaël Begon* : Conceptualisation, Révision de l’article, Supervision.

---

<sup>a</sup>. En suivant la nomenclature francisée de (Allen *et al.*, 2019).

<sup>b</sup>. Rapporté par l’outil du calcul des contributions de Github (2022c).

## Summary

This work introduces the open source Ezc3d library which provides a light and comprehensive API to easily read and write C3D files. The C++ core provides a fast file I/O library, and convenient MATLAB and Python3 interfaces are also provided so researchers can smoothly implement Ezc3d in their current workflow. It supports C3D files from the main biomechanics software, namely : Vicon, Qualisys, Optotrak, BTS and XSens. In addition, since the C3D standard allows for multiple ways to store force platform data, a force platform analysis module is provided. The main feature of this module is to express forces and moments in more common reference frames—that is, expressed in the global reference frame calculated at either the origin or at the centre of pressure—so they can be directly interpreted by the user.

## Statement of need

The C3D binary format (Systems, 2020) is an open source standard extensively used in the field of biomechanics. Most of the software for biomechanical data collection and data analysis can read and export C3D files. Initially, this format was designed to store three-dimensional point and analog data (e.g., force platform or EMG). Nowadays, by stretching the standard, companies have managed to integrate new types of data, including for instance inertial measurement unit (IMU) data. To match the needs of the community, Motion Lab



Systems—which created and maintains the C3D format—regularly updates the standard to match the biomechanical needs and to include new usages of the format.

Despite being extensively used by the biomechanics community, there are surprisingly few alternatives when it comes to manipulate C3D files outside analyses software. This has forced scientists to develop *ad hoc* solutions for each project which requires writing file I/O codes for each software file format. While it would make sense to develop a portable solution once and for all, the binary nature of the C3D format discourages biomechanists from digging into the trouble of developing such a solution. To our knowledge, BTK (Barre et Armand, 2014) is the most mature (if not, the only) biomechanics library that provides an API to read and write C3D files. Unfortunately, despite its open sourced nature, the project has been mostly abandoned since 2016. It gets more and more out-of-date as it does not implement the changes in the standard of the format. Unfortunately, due to the intricate connections of its modules, it proved difficult to update BTK. The Ezc3d toolbox is an up-to-date solution that will fill all your C3D management needs.

## The dependencies

The Ezc3d library was designed to be a dependency-free library such that the lay users could easily link Ezc3d with their project. Thus, by default, no dependency is needed to compile nor to use the API. Moreover, thanks to the absence of external library requirements that could change at any time, Ezc3d will remain available on all major operating systems, namely Windows, Linux and Mac.

By nature, biomechanics data are matrix-based data. A linear algebra solution was therefore developed to store and manipulate such data. Our solution will, however, never be as effective as those from dedicated linear algebra libraries. Hence, thanks to the highly effective Eigen linear algebra library (Guennebaud *et al.*, 2010), a fast accessor module is also available.

## Current usage of Ezc3d

The library got the attention of two major modeling frameworks in biomechanics, namely the Anybody Modeling System (Rasmussen, 2019) and Opensim (Seth *et al.*, 2018). One of the employees of the former prepared and maintains the *conda-forge* recipe for Ezc3d, so it can be easily installed and updated using *conda*. Since version 4.0, Opensim embraced the C3D format file by providing the capability to read C3D files. The Ezc3d library was chosen as the default C3D reader back end.



## Acknowledgment

The authors would like to thank François Bailly for its help in the writing of the paper. Also, many thanks to Sahel Locher who designed the lovely Ezc3d logo!

2.2.2.2. *Biorbd*. Dans le développement de la suite Pyomeca, mon principal apport est certainement la bibliothèque Biorbd. Débutée en 2014, cette bibliothèque est une bibliothèque de modélisation et simulation générique dont l’objectif est d’implémenter les deux flux d’analyses afin d’offrir une solution unifiée aux chercheurs·se·s en biomécanique. Elle offre ainsi la possibilité de déclarer des modèles squelettiques et musculosquelettiques via un fichier à la structure simple. Ces modèles peuvent ensuite être utilisés pour réaliser n’importe quelle étape des analyses classiques de la biomécanique, soit de la cinématique directe jusqu’à l’optimisation statique.

Afin d’être le plus efficace possible, Biorbd est bâti sur un ensemble de bibliothèques et d’algorithmes de pointe. Sa principale assise est la *RigidBody Dynamics Library* (RBDL), dont la présentation a été faite à la Section 2.1.2.2. Biorbd augmente les fonctionnalités de RBDL de plusieurs façons. Premièrement, elle lui ajoute un module musculaire<sup>15</sup>. Plusieurs types de muscles sont disponibles (dont le principal est basé sur Thelen (2003)) en plus de dynamiques d’activation musculaire (Manal et Buchanan, 2003; De Groote *et al.*, 2016), et plus récemment une dynamique de fatigue (Xia et Frey Law, 2008). Ensuite, tout comme pour le reste de la suite Pyomeca, des interfaces MATLAB et Python sont activement maintenues pour faciliter l’utilisation de la bibliothèque. Un autre apport, plus cosmétique celui-ci, est l’utilisation d’une nomenclature ajustée à celle utilisée par les biomécanicien·ne·s, par opposition à celle utilisée en robotique, telle qu’initialement implémentée dans RBDL. Enfin, bien qu’il demeure encore rudimentaire, un module de visualisation de modèle et de mouvements, nommé Bioviz (Michaud et Begon, 2018), a été implémenté. Celui est d’autant important que la biomécanique est un domaine profondément lié au mouvement. Un visualiseur permet alors de valider d’un coup d’oeil plusieurs éléments (par exemple, des mouvement non physiologiques, des membres qui traversent d’autres membres ou des chemins musculaires invraisemblables) qui sont difficiles à interpréter lorsqu’ils ne sont présentés que sous forme de graphiques.

Mon apport le plus important à RBDL demeure cependant l’ajout d’une couche de compatibilité à une bibliothèque de différentiation algorithmique (DA). Comme précédemment mentionné, les algorithmes de dynamique de corps rigides sont notablement difficiles à dériver de façon analytique (Carpentier et Mansard, 2018). Or, pour utiliser Biorbd dans un

---

15. Un module musculaire a été ajouté à RBDL, mais est limité à un seul type de muscle (Millard et Delp, 2013).



cadre de commande optimale (ou tout autres contextes d’optimisation basés sur la descente de gradient), il est impératif de calculer ces dérivées. En effet, l’utilisation des différences finies est à toute fin pratique hors de question dû à leur temps de calcul trop long et leur faible précision numérique. La DA permet de dériver non pas l’équation, mais bien le code qui a servi à implémenter ces équations. L’avantage est que cela est pleinement automatisé ; il suffit simplement d’appeler le code pour qu’un graphique de celui-ci puisse être construit et ensuite dérivé. En termes d’efficacité, cette méthode est considérée marginalement plus lente que le détail algébrique de la dérivée, et par conséquent largement plus rapide que la différenciation numérique (Falisse *et al.*, 2019a), particulièrement à mesure que le nombre de variables à dériver augmente. Le passage vers la DA ne se fait cependant pas sans heurts. Premièrement, le code de base doit être entièrement réécrit pour être compatible avec la bibliothèque choisie, ce qui peut être chronophage. Aussi, et de façon plus importante, les algorithmes récursifs basés sur une condition de sortie ne sont pas compatibles avec la DA. En effet, pour construire le graphique de code à différencier, celui-ci doit être complètement déclaré avant son utilisation. Or, une condition de sortie implique un nombre à priori inconnu de répétitions d’un bout de code. Une parure est de déclarer arbitrairement un nombre de passage ; mais si celui-ci est trop grand, le code sera lourd à dériver, alors que s’il est trop petit, l’algorithme retournera une réponse erronée. Une autre limite importante de l’utilisation de la DA est une limite posée sur l’utilisation de conditions (*if-statement*). En effet, les conditions imposent une division par branches dans le graphique construit à partir du code, ce qui double le travail de dérivation subséquent à la condition. Ainsi, plus des conditions arrivent tôt dans le code, plus cela est lourd pour l’algorithme ; jusqu’au point où la mémoire vive ne possède plus l’espace pour dériver le graphique. Malgré ces limites, les avantages surpassent largement les inconvénients ; d’où l’implémentation d’une couche de compatibilité DA dans RBDL, qui est maintenant distribuée avec l’option d’utiliser CasADi (Andersson *et al.*, 2019), une bibliothèque de DA qui offre des fonctionnalités d’algèbre linéaire.

Depuis ses débuts, pas moins d’une vingtaine de personnes ont contribué au développement de Biorbd. Je ne reviens cependant pas en détail sur les différents algorithmes implémentés dans la bibliothèque, car ceux-ci ont déjà été exposés dans la Section 1.2.1.1. De plus, le lecteur ou la lectrice intéressé·e est invité·e à se référer à la documentation ou au fichier *README.md* (disponibles à cette adresse <https://github.com/pyomeca/biorbd> et dont la table des matières est reproduite à l’Annexe D) pour une explication détaillée de la bibliothèque. Du point de vue de la communauté, comme le suggéraient Hicks *et al.* (2015), Biorbd a déjà montré sa pertinence par son utilisation en validation croisée avec OpenSim, mettant ainsi en lumière un bogue d’implémentation dans ce dernier (Michaud et Begon, 2020). Finalement, le court article suivant — Michaud et Begon (2021a) publié dans *Journal of Open Source Software* (JOSS) — fait la présentation sommaire de la bibliothèque.



# Biorbd : A C++, Python and MATLAB library to analyze and simulate the human body biomechanics

Benjamin Michaud M.Sc.<sup>1</sup> & Mickaël Begon Ph.D.<sup>1</sup>

<sup>1</sup>*École de Kinésiologie et de Sciences de l'Activité Physique, Université de Montréal*

Article publié dans *Journal of Open Source Software*, le 19 janvier 2021

Contributions par auteur <sup>a</sup> :

- *Benjamin Michaud* : Conceptualisation, Développement logiciel (modification de 1 500 000 lignes de code <sup>b</sup>), Écriture de l'article ;
- *Mickaël Begon* : Conceptualisation, Révision de l'article, Supervision.

---

<sup>a</sup>. En suivant la nomenclature francisée de (Allen *et al.*, 2019)

<sup>b</sup>. Rapporté par l'outil du calcul des contributions de Github (2022b).

## Abstract

Biomechanics is at the interface of several fields of science, such as mechanics, human physiology and robotics. Although this transdisciplinarity encourages the emergence of new ideas, the variety of data to analyze simultaneously can be overwhelming. Commonly biomechanical datasets are composed of skin markers trajectories (termed as markers), contact forces, electromyography (EMG) signal, inertial measurement units (IMU) kinematics, etc., which by nature are not straightforward to combine. It is at their meeting point—the body movement—that Biorbd steps in; *bio* standing for biomechanics and *rbd* for *rigid body dynamics*. Biorbd is a *feature-based development* library that targets the manipulation of biomechanical data in a comprehensive and accessible manner. For a given musculoskeletal model, it provides functions for inverse flow—i.e., from markers to EMG—and direct flow—i.e., from EMG to markers.

Since biomechanics often requires computationally expensive or real-time computations, the core of Biorbd is written in C++. Although this language provides fast computations, it lacks the flexibility of higher-level languages. To meet the needs of the biomechanics community, Python and MATLAB binders are provided with Biorbd. As a result, Biorbd can elegantly be implemented to common workflows of researchers without compromising the required speed.

Finally, biomechanical data are often multidimensional and almost always time-dependent which can be challenging to visualize. To help with that, Bioviz (Michaud et Begon, 2018), a Python visualizer, was purposely designed. This visualizer allows animating the model, record videos, and, for models that include muscles, plot muscular outputs against various features of the movement.



# A Biorbd overview, the inverse and direct flow

Biomechanical analyses are usually based on one (or a mixture) of the inverse or direct flow (Kainz *et al.*, 2016). Briefly, the former uses measurements from a movement (e.g., markers) and infers its cause, while the latter assumes control (e.g., EMG) and outputs the resulting kinematics.

## Inverse flow

*Inverse kinematics.* Estimates the generalized coordinates ( $\mathbf{q}$ )—i.e., the body kinematics—from body sensor measurements (e.g., markers, IMU, etc.). The main algorithm implemented is the Extended Kalman Filter (Fohanno *et al.*, 2010) which by design facilitates the merging of multiple data sources and takes care of missing data.

*Inverse dynamics.* Estimates the generalized forces ( $\boldsymbol{\tau}$ ) producing a given generalized accelerations ( $\ddot{\mathbf{q}}$ ) (the second time derivative of  $\mathbf{q}$ ) :

$$\boldsymbol{\tau} = M(\mathbf{q})\ddot{\mathbf{q}} + N(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}})$$

where  $\dot{\mathbf{q}}$  is the generalized velocities,  $M(\mathbf{q})$  is the mass matrix and  $N(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}})$  are the nonlinear effects.

*Static optimization.* Estimates the muscle activations ( $\alpha$ ) producing a given  $\boldsymbol{\tau}$  (Anderson et Pandy, 2001). It minimizes the muscle activation  $p$ -norm ( $p$  usually being 2) that matches a given  $\boldsymbol{\tau}$  using nonlinear optimization [Ipopt, (Wächter et Biegler, 2006)].

$$\begin{aligned} & \underset{\alpha \in \mathbb{R}^m}{\text{minimize}} && \|\alpha\|_p \\ & \text{subject to} && \tau_{mus_i}(\alpha, \mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}) - \tau_{kin_i}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}, \ddot{\mathbf{q}}) = 0, \quad i = 1, \dots, n \\ & && 0 \leq \alpha_{t_j} \leq 1, \quad j = 1, \dots, m \end{aligned}$$

where  $\tau_{mus_i}(\alpha, \mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}})$  and  $\tau_{kin_i}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}, \ddot{\mathbf{q}})$  are  $\boldsymbol{\tau}$  computed from muscle forces ( $F_{mus}(\alpha, \mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}})$ ) and inverse dynamics, respectively.

## Direct flow

*Muscle activation dynamics.* Estimates the muscle activation derivative ( $\dot{\alpha}$ ) from the muscle excitation—that is the calcium release in the muscle that triggers the muscle contraction. Multiple activation/excitation dynamics are implemented (e.g., Manal et Buchanan (2003) and Thelen (2003)).

*Muscular joint torque.* Estimates the  $\tau_{mus}$  from muscle forces ( $F_{mus}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}, \alpha)$ ) (Sherman *et al.*, 2010), estimated from  $\alpha$  using a muscle model (e.g., Hill (1938) and Thelen (2003)) :

$$\tau_{mus} = J_{mus}(\mathbf{q})^T F_{mus}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}, \alpha)$$

where  $J_{mus}(\mathbf{q})$  is the muscle lengths Jacobian.



*Forward dynamics.* Estimates the  $\ddot{\mathbf{q}}$  from a given  $\boldsymbol{\tau}$  :

$$\ddot{\mathbf{q}} = M(\mathbf{q})^{-1}\boldsymbol{\tau} - N(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}})$$

All the forward dynamics implemented in RBDL (Felis, 2017) are available.

*Forward kinematics.* Estimates the model kinematics outputs (e.g., markers, IMU) from a given  $\mathbf{q}$ , after integrating twice  $\ddot{\mathbf{q}}$ .

## The dependencies

Biorbd takes advantage of efficient back ends, especially the RBDL and CasADi libraries. RBDL, written by Martin Felis (Felis, 2017), implements Featherstone equations of spatial geometry (Featherstone et Orin, 2000), successfully used in the field of robotics (Diehl *et al.*, 2006; Macchietto *et al.*, 2009; Kurfess, 2018). RBDL provides the computational core for body dynamics. Biorbd extends RBDL by giving commonly used biomechanics nomenclature, and by adding biomechanical modules, amongst others. RBDL is based on the highly efficient C++ linear algebra library Eigen (Guennebaud *et al.*, 2010). Although Eigen is flexible and fast enough for most of the common usage, it cannot automatically provide derivatives of functions. Therefore, RBDL was also augmented with the algorithmic differentiation library CasADi (Andersson *et al.*, 2019). CasADi allows computing at low cost the derivatives of almost all the functions in RBDL and Biorbd. This is particularly useful when using Biorbd in a gradient-based optimization setting.

## Statement of need

OpenSim (Seth *et al.*, 2018) and Anybody (Damsgaard *et al.*, 2006) are state-of-the-art biomechanics software that provides similar analysis flows with advanced user interface. Anybody being a closed and proprietary software, the reason to create another library for the open-source community is self-explanatory. Conversely, OpenSim is open-source and well established in the biomechanics community.

Nevertheless, in line with the idea that simulation software in biomechanics should be validated in multiple ways (Hicks *et al.*, 2015), providing similar tools but different in their approach allows the community to cross-validate the different implementation of the algorithms. For instance, two papers (Kim *et al.*, 2018; Trinler *et al.*, 2019) recently compared the outputs of Anybody and OpenSim and came to different results. Although the authors provided plausible explanations for these differences, due to the closed-source nature of Anybody, they had to assume that the implementation of the algorithms are flawless in both software. However, since a direct comparison between the actual codes is impossible, this is not verifiable. Having multiple open source software that produces similar ends by different means is a quality assurance for the end users : "Do not put all your eggs in one basket." To the best of our knowledge, there is no other open-source software that provides a complete





direct and inverse flow in biomechanics. Therefore, in our opinion, Biorbd and OpenSim are complementary.

## Previous usage of Biorbd

Biorbd was used in most of the project of the *Laboratoire de Simulation et Modélisation du Mouvement* (S2M); particularly in analysis settings (Jackson *et al.*, 2012; Desmyttere *et al.*, 2020; Verdugo *et al.*, 2020) and simulation settings (Bélaïse *et al.*, 2018a; Moissenet *et al.*, 2019) for a wide variety of movements (walking, piano playing, upper limb maximal exertions, etc.) More recently, an optimal control framework for biomechanics Bioptim (Michaud *et al.*, 2021) based on Ipopt (Wächter et Biegler, 2006) and ACADOS (Verschueren *et al.*, 2019) was developed around Biorbd.

## Acknowledgements

A huge thanks to Ariane Dang for her patience and contribution to writing the tests for Biorbd!

2.2.2.3. *Bioptim*. Le plus récent ajout de la suite Pyomeca est la bibliothèque Bioptim. Bioptim utilise les outils de gestion de la dynamique de Biorbd pour construire des problèmes de commande optimale (OCP) spécialisés pour la biomécanique. Plus spécifiquement, elle a été développée pour permettre de facilement déclarer des OCP par tirs multiples directs (DMS), mais a été étendue depuis aux collocations directes (DC).

Le but de Bioptim est ainsi de faciliter la programmation des OCP en limitant, du point de vue de l'utilisateur·trice, les nécessaires réimplémentations de fonctionnalités communes que ce type de problèmes possèdent nécessairement. En effet, tout OCP est caractérisé par la déclaration de variables d'optimisation (soit, les variables d'état et de contrôle, et parfois des paramètres supplémentaires), la déclaration (et l'intégration dans le cas des DMS) de fonctions de dynamique qui relient ces variables entre elles, la déclaration de contraintes sur la continuité des états et finalement la déclaration de fonctions objectifs et de contraintes pertinentes pour un problème donné (voir la Section 1.3.1 pour le détail de chacun de ces éléments). Ceci est par nature répétitif et est donc idéal pour être automatisé de façon logicielle.

Dû au fait que la commande optimale est relativement récente dans le domaine de la biomécanique, peu d'outils cependant existent pour faire ce travail. De ceux qui existent, aucun n'offre la possibilité de passer rapidement d'une transcription à une autre (par exemple du DMS aux DC, et inversement). En fait, de façon plus générale, la plupart n'offrent que





la transcription par DC et, à ma connaissance, hormis pour ACADO Toolkit<sup>16</sup> qui a été développé comme outil pédagogique (quoique performant), il n'existe pas de solution à code ouvert qui offre la possibilité de programmer de façon générique un OCP transcrit en DMS. Or, comme discuté plus tôt, le choix de DMS contre DC demeure arbitraire en biomécanique puisque aucune réponse définitive sur l'efficacité relative d'une méthode envers l'autre n'existe ; Bioptim devient alors un outil de choix pour aider à faire avancer ce débat.

Bioptim implémente par défaut plusieurs fonctions de dynamique (incluant la dynamique articulaire et musculaire), ainsi que plusieurs fonctions objectifs et de contraintes fréquentes en biomécanique. De ce fait, elle peut être utilisée, sans difficulté, pour déclarer des problèmes aussi variés que la reconstruction de la marche (de façon similaire à Moissenet *et al.* (2019)), la prédiction optimale de mouvements gymniques (Bailly *et al.*, 2021b) ou la prédiction en temps réel de patrons musculaires (Bailly *et al.*, 2021a). Entièrement écrite en Python, la polyvalence de Bioptim vient du fait qu'il est possible de changer drastiquement la nature du problème de façon simple et transparente. Ainsi, en ne changeant qu'une déclaration, il est possible de profiter de la robustesse du solveur Ipopt ou de la rapidité d'Acados. De façon similaire, des changements mineurs permettent de passer d'un problème transcrit en DMS vers un problème en DC, ou même vers un problème d'horizon glissant. Finalement, l'implémentation de nouvelles fonctionnalités personnalisées — notamment de nouvelles fonctions objectifs ou de contraintes — se réalise relativement simplement par l'appel de fonctions déclarées par l'utilisateur·trice.

Depuis le début de l'implémentation de Bioptim en 2020, plus d'une quinzaine de contributeur·trice·s ont participé à son développement. L'article suivant — disponible dans [biorxiv.org](https://www.biorxiv.org) en préimpression (Michaud *et al.*, 2021) et publié dans *IEEE Transactions on Systems, Man and Cybernetics : Systems* — présente en détail la bibliothèque, ainsi que différents cas d'utilisation. Tout comme pour les autres logiciels, le lecteur ou la lectrice intéressé·e est également invité·e à se référer à la documentation ainsi qu'au fichier *README.md* (disponibles à cette adresse <https://github.com/pyomeca/bioptim> et dont la table des matières est reproduite à l'Annexe E) pour une explication détaillée de son utilisation. De plus, un banc d'essai en ligne est mis à disposition de toutes et tous. Celui-ci est accessible via la documentation.

---

16. Attention de ne pas confondre avec Acados qui est un solveur de DMS par optimisation quadratique et non un logiciel de transcription générique de DMS.



# Bioptim, a Python framework for Musculoskeletal Optimal Control in Biomechanics

Benjamin Michaud M.Sc.<sup>1</sup>, François Bailly Ph.D.<sup>1</sup>, Eve Charbonneau M.Sc.<sup>1</sup>, Amedeo Ceglia M.Sc.<sup>1</sup>, Léa Sanchez M.Sc.<sup>1</sup> & Mickaël Begon Ph.D.<sup>1</sup>

<sup>1</sup>*École de Kinésiologie et de Sciences de l'Activité Physique, Université de Montréal*

Article accepté dans *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics*, le 22 mai 2022

Contributions par auteur <sup>a</sup> :

- *Benjamin Michaud* : Conceptualisation, Méthodologie, Développement logiciel (programmeur principal, modification de 500 000 lignes de code <sup>b</sup>), Écriture des tests, Analyses des données, Écriture de l'article, Révision de l'article, Préparation des figures ;
- *François Bailly* : Conceptualisation, Méthodologie, Développement logiciel (modification de 50 000 lignes de code), Analyses des données, Écriture de l'article (principal scripteur), Révision de l'article, Préparation des figures ;
- *Eve Charbonneau* : Méthodologie, Développement logiciel, Analyses des données, Écriture de l'article, Préparation des figures ;
- *Amedeo Ceglia* : Méthodologie, Développement logiciel, Analyses des données, Écriture de l'article, Préparation des figures ;
- *Léa Sanchez* : Méthodologie, Développement logiciel, Analyses des données, Écriture de l'article, Préparation des figures ;
- *Mickaël Begon* : Conceptualisation, Méthodologie, Révision de l'article, Supervision.

---

<sup>a</sup>. En suivant la nomenclature francisée de (Allen *et al.*, 2019)

<sup>b</sup>. Rapporté par l'outil du calcul des contributions de Github (2022a).

## Abstract

Musculoskeletal simulations are useful in biomechanics to investigate the causes of movement disorder, to estimate non-measurable physiological quantities or to study the optimality of human movement. We introduce Bioptim, an easy-to-use Python framework for biomechanical optimal control based on both direct multiple shooting and direct collocation, handling musculoskeletal models. Relying on algorithmic differentiation, Bioptim is fast and it interfaces several nonlinear solvers. The software is both computationally efficient (C++ core) and easily customizable, thanks to its Python interface. It allows to quickly define a variety of biomechanical problems such as motion tracking/prediction, muscle-driven simulations, parameters optimization, multiphase problems, etc. It is also intended for real-time applications such as moving horizon estimation and model predictive control.

Keywords : Biomechanics, Musculoskeletal simulation, Optimal control, Optimization, Software.



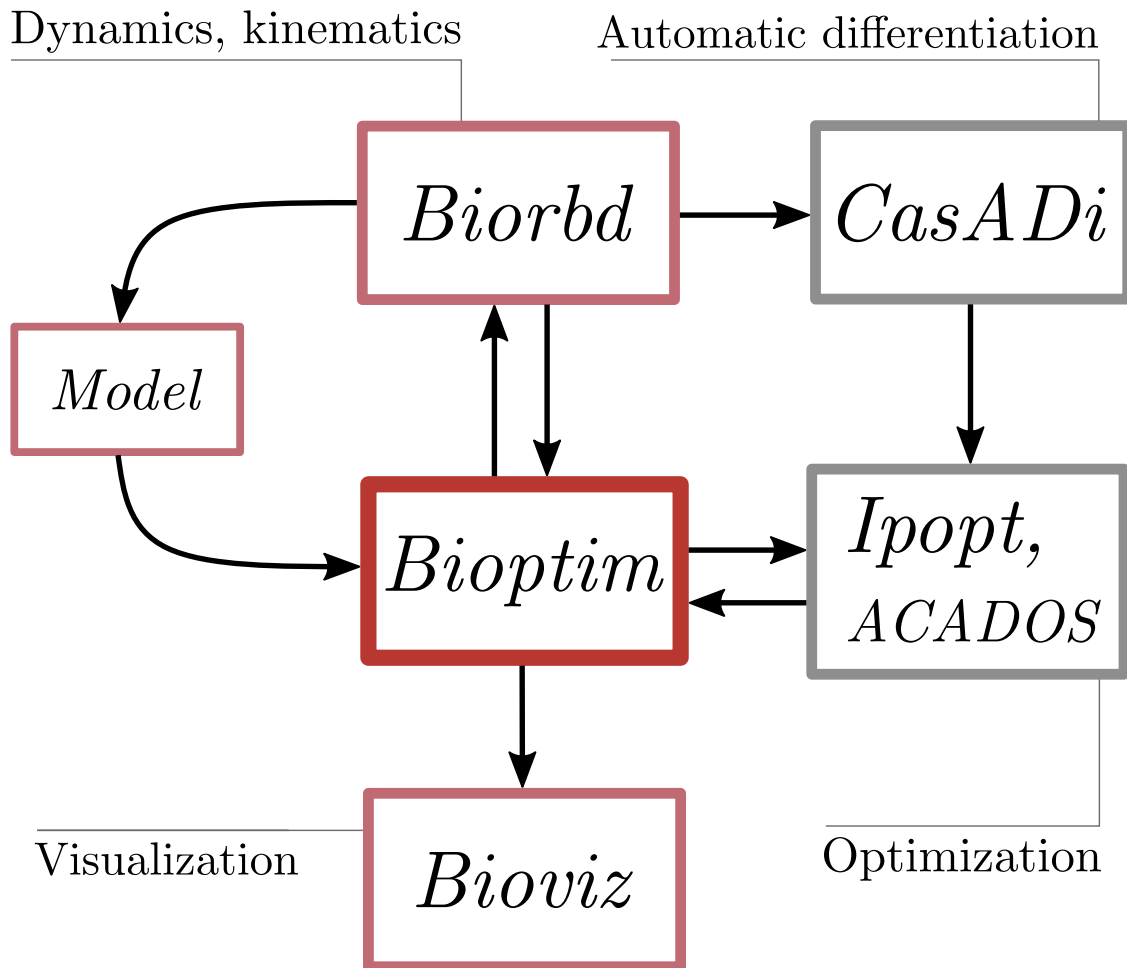
# Introduction

Biomechanics researchers rely on numerical simulations of motion to gain understanding on a variety of scientific topics such as the physiological causes of movement disorders and their consequences on health (Pizzolato *et al.*, 2015), the estimation of non-measurable physiological quantities (e.g., muscle forces (Bailly *et al.*, 2021a)) and the optimality of human movement (Porsa *et al.*, 2016). The musculoskeletal models used in these simulations generally have a large number of degrees of freedom and they are governed by several ordinary differential equations (ODE) which mainly describe multibody and muscle activation dynamics. The complexity of these systems has led scientists to formulate their simulations as optimal control problems (OCP), relying on efficient nonlinear optimization software to find trajectories that fulfill a desired task while enforcing the system dynamics and minimizing a cost (e.g. motion duration, energy expenditure, matching experimental data, etc.). Up to very recently, there was no off-the-shelf software available to the community to quickly formulate and solve such musculoskeletal OCP (Modenese, 2020). Consequently, researchers had to develop their own solutions, with little or no dissemination to the community, limiting synergies between researchers.

As a result, many approaches coexist to formulate and solve OCP in the biomechanical literature. The formulation, also called transcription, consists in turning a continuous trajectory optimization problem into a generic discrete nonlinear program (NLP) that is solved using a dedicated algorithm. The main family of so-called *direct* transcription methods comes from numerical optimal control. They consist in straightforwardly choosing the state and/or the control as optimization variables at a given number of points along the trajectory and they rely on the integration of the system dynamics between these points.

For instance, the *direct collocation* method has shown its efficiency in some studies investigating human motion (Ezati *et al.*, 2020; Febrer-Nafria *et al.*, 2020). It consists in approximating the integration of the system dynamics using polynomials that describe the state and control trajectories. Its main features are that it leads to very sparse NLP, that knowledge about the state trajectory can be used in the initialization, and that it handles unstable systems well. Its major disadvantage is that adaptive integration error control implies regridding the whole problem and thus changes the NLP dimensions (Diehl *et al.*, 2006). *direct multiple shooting* is another direct method that was also applied with success in a lot of biomechanics (Koschorreck et Mombaur, 2012; Felis et Mombaur, 2013; Charbonneau *et al.*, 2020; Bailly *et al.*, 2021b) and robotics (Diehl *et al.*, 2006; Giftthaler *et al.*, 2018; Bailly *et al.*, 2018) studies. Its features are mostly the same as for direct collocation in addition to combining absolute local error control with fixed NLP dimensions, as it relies on possibly adaptive ODE solvers to integrate the system dynamics. It leads to smaller yet less sparse NLP than *direct collocation*, making the preferential use of one method over the other case-dependent. This





**Figure 2.1** – Bioptim dependencies flowchart. The red-boxed software are developed by the S2M team. The Bioptim part is further detailed in Figure 2.2.

leads to a lack of consensus in the community on which method is the most appropriate for solving biomechanical OCP. Besides direct methods, other choices can be made, as in Yeadon et Hiley (2000) and Begon *et al.* (2009), where the optimization variables are instants at which a switch in the motor strategy occurs, using polynomials function (4th, 5th order) in-between, or in Leboeuf *et al.* (2006) and Huchez *et al.* (2015), where the optimization variables are the coefficients of fourth order polynomial approximations of the states, with linking conditions to enforce the continuity of the controls. These last approaches are less generic than the direct methods as they either require a prior knowledge about the state and control trajectories. Most of the time, when investigating complex biomechanics issues, we do not have this information.

Concerning the nonlinear solver, a variety of software exist and have been used to solve musculoskeletal NLP. They can use different heuristics : interior point methods (Ipopt (Wächter et Biegler, 2006)) or sequential quadratic programming (SNOPT(Gill *et al.*, 2005), Acados (Verschuere *et al.*, 2019)), but they are all gradient based. Therefore, derivatives of the NLP objective function and constraints are required to perform optimization. These



derivatives can be obtained by finite differences (often implemented but inaccurate thus comprising convergence) or computed exactly using automatic differentiation (requiring to write all dependencies of the software in symbolic variables), using, e.g., CasADi (Andersson *et al.*, 2019).

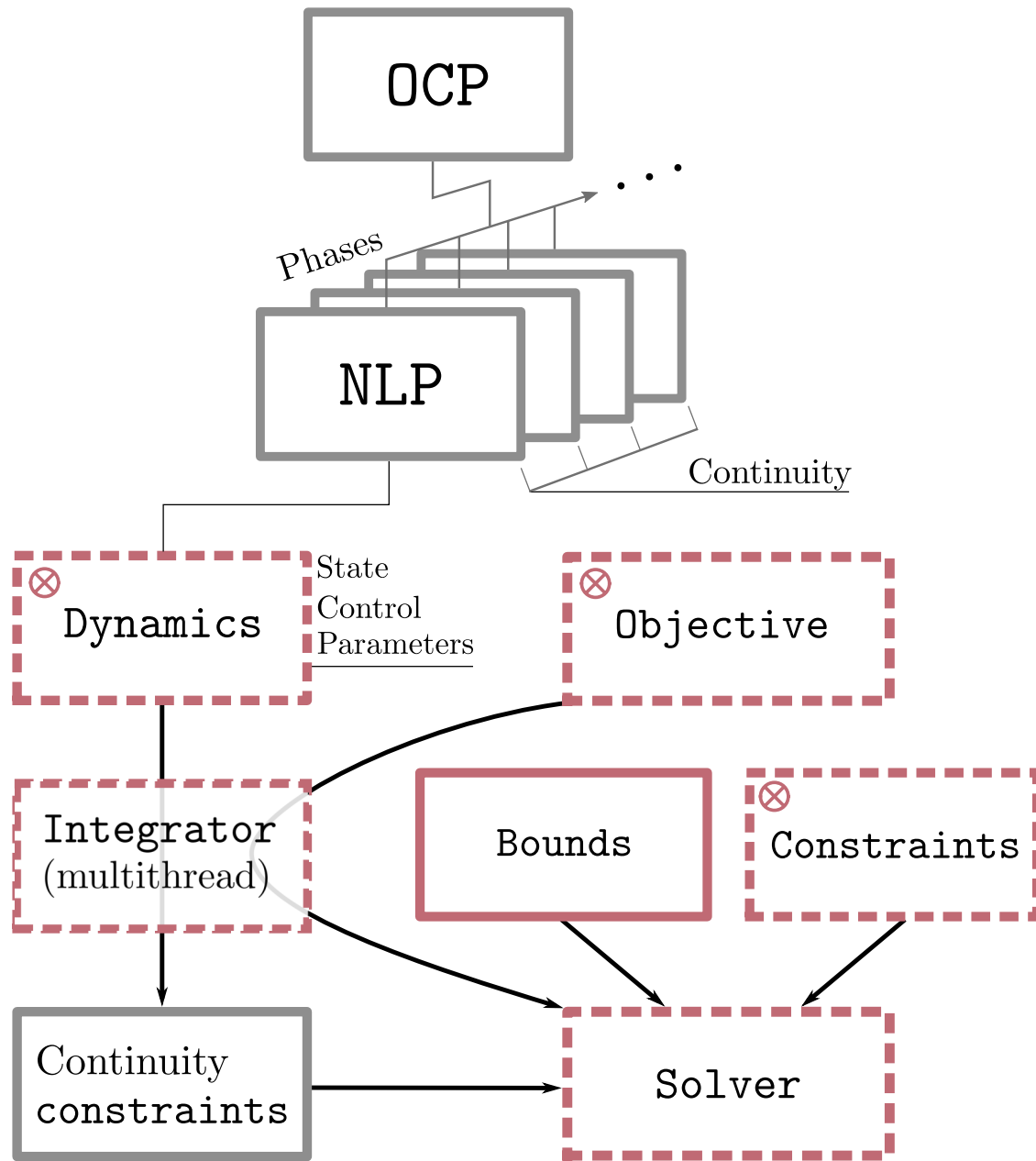
In order to promote the use of musculoskeletal optimal control among biomechanics researcher, we identified a strong need for a dedicated tool, as shown by the recently launched Scone (Geijtenbeek, 2019) and Opensim Moco (Dembia *et al.*, 2019). The biomechanics community being mainly composed of software users, such a tool should requests a flexible user interface written in a widely used high-level and if possible open source language (e.g. Python) with a low-level core (e.g. C++) for efficiency. To develop such a software, four interrelated components are essential in our opinion : *i*) a musculoskeletal modeling software, with a visualization module (multibody kinematics and dynamics, muscle dynamics, etc.), *ii*) a method for automatic differentiation, *iii*) a discretization approach, and *iv*) one or some nonlinear programming (NLP) solvers. General-purpose optimal control software (e.g. GPOPS-II (Patterson et Rao, 2014), Muscod-II (Leineweber *et al.*, 2003a,b), ACADO (Houska *et al.*, 2011)) address *ii*) to *iv*) but they need to be interfaced with a musculoskeletal modeling module and they do not provide any built-in biomechanics features (physiological objective functions, kinematic constraints, etc.). Scone is definitely oriented towards biological motion, but it relies on a single shooting transcription, which as shown to be limiting on complex problems. The aforementioned Opensim Moco, is a welcome initiative that draws its strength from its integration with the widely used OpenSim. However, it faces the following limitations : *i*) it is interfaced with only one solver (IPOPT), *ii*) it only implements direct collocation as transcription method, preventing the possibility to use multiple shooting and *iii*) it is not as flexible as required by the community, since it requires C++ knowledge for the user to develop new features, such as new objective functions.

The objective of the present paper is to introduce Bioptim<sup>17</sup>, an open source optimal control software dedicated to musculoskeletal biomechanics. Bioptim is based on C++ code for computational efficiency but the user interface is written in Python for flexibility and ease-of-use. The OCP transcription can be either direct multiple shooting to preserve the possibility of using arbitrarily accurate ODE solvers for the integration, or direct collocation for the user to choose the most efficient formulation to solve its problem. In both cases, the forward dynamics function is fully parallelized over the shooting intervals for more efficiency. Bioptim's core is fully written in CasADi symbolics to benefit from algorithmic differentiation and to exploit CasADi 's interface with several nonlinear solvers (Ipopt, SNOPT). Moreover, Bioptim is interfaced with the cutting-edge solver Acados, a recent NLP solver dedicated to direct multiple shooting, intended for real-time applications. The purpose of

---

17. link – DOI : 10.5281/zenodo.5711443





**Figure 2.2** – Bioptim design flowchart. Red boxes correspond to objects that must be filled in by the user. Red-dashed boxes correspond to pre-implemented objects already available to the users.  $\otimes$  stands for easily customizable objects.

Bioptim is to allow fast and flexible musculoskeletal OCP formulation and solving by providing a framework with a lot of typical biomechanics problems already implemented and customizable.

The paper is organized as follows : first, the design and implementation of Bioptim are described. Next, the versatility and performances of Bioptim are shown through a variety of examples available online.



# Implementation and Design

## Implementation and dependencies

Bioptim is the top layer of a series of libraries (Biorbd : dynamics and musculoskeletal modeling; CasADi : automatic differentiation; Ipopt/Acados : optimization; Bioviz : visualization). Within this software suite, Bioptim 's main role is to shape the problem to allow its dependencies to communicate efficiently, while providing an intuitive and flexible interface to the user (Figure 2.1). Therefore, it was written in Python for its flexibility and its widespread use among researchers. However, all intensive calculations behind the interface are performed in C/C++, keeping Bioptim both fast and easy to customize.

## Design

Bioptim shapes and solves optimal control problems whose two required entries are a model (from Biorbd) and an OCP. The model (editable text file) contains the geometrical characteristics and the segment inertial parameters as well as optional elements, namely, the markers, the actuators of the model (muscles and joint torques possibly with torque/angle/velocity relationships) as well as bounds on joint kinematics and torques. It also allows the user to design or import meshes for visualization purposes. The OCP consists in a combination of nonlinear problems (NLP) that allows for the formulation of multi-staged OCP. Each NLP has the following programming attributes : 1) a **Dynamics**, 2) a set of **ObjectiveFunctions**, 3) a set of **Constraint**, 4) **Bounds**, 5) a number of discretization intervals and the duration of the problem and 6) a set of **InitialGuess**. Based on these inputs, Bioptim properly sets up the transcription of the OCP (either direct multiple shooting or direct collocation), with appropriate continuity constraints (between the intervals and the phases) and shapes it up to feed the chosen nonlinear solver (Ipopt or Acados). Next, we develop the different attributes of each NLP :

*Dynamics.* The **Dynamics** defines which variables are states (**x**), controls (**u**) and parameters (**p**), the latter being time-independent. Essentially, it implements the ODE governing the system dynamics :

$$\dot{\mathbf{x}} = f(\mathbf{x}, \mathbf{u}, \mathbf{p}).$$

Several **Dynamics** are already implemented in Bioptim, among which the controls (piece-wise constant/linear, linear continuous) can be muscle excitations, muscle activations and/or joint torques. The states can be muscle activations and/or joint kinematics. They can include soft or rigid contact points, external forces, etc. Even if these dynamics types exhaustively span the current usages in biomechanics, a custom dynamics type is also pre-implemented to easily customize problems. Bioptim offers the possibility to scale the parameters, if their





optimal values are known to differ by several orders of magnitude, which could jeopardize the convergence of the problem.

*Objective function set.* In line with the optimal control formalism, there are two main types of `ObjectiveFunctions`, namely Lagrange and Mayer. Lagrange types are running objectives, integrated over the NLP duration. Mayer types are time-specific objectives. Classically, they correspond to a terminal objective, but to be more versatile, they can be defined at any instant in Bioptim.

`ObjectiveFunctions` can depend on any of the optimization variables, *i.e.* the controls, the states, the parameters and the duration of the problem. Plenty objective function types are already implemented in Bioptim, among which tracking / minimizing, on states / controls / markers / contact forces / problem duration, etc. Should one go missing, a custom objective type is also possible to define.

When declaring the desired list of objective functions for a given NLP, each objective function type is associated with a weight, and the user can choose on which components of the vector variables the objective must apply. If applicable (for tracking objective functions mainly), the user must also specify the numerical target of the objective.

*Constraint set.* Classically, constraints are hard penalties of the optimization problem, *i.e.*, a solution will not be considered optimal, unless all constraints (equality or inequality) are met. The `Constraint` class contains a variety of implemented constraints. Some of them are specific functions, commonly useful in biomechanical problems (e.g. non-slipping contact point, nonlinear bounds on torque depending on the state, etc.), the others have their equivalent in the `ObjectiveFunctions` class. Should one go missing, a custom constraint type is also possible to define.

*Bounds.* Essentially, the `Bounds` are constraints directly related to the states, the controls and the parameters. They are useful to define model-related constraints such as kinematic, torque or muscle excitation / activation limits.

*Shooting points and problem duration.* In direct approaches, the total duration of the problem is divided into smaller intervals whose initial values are called shooting or collocation points. In Bioptim, the user is asked to define a number of intervals and a problem duration, per phase. Possibly, the problem duration can be part of the optimization variables, allowing for, e.g., minimal time formulations.

*Initial guesses.* The user can provide an `InitialGuess` for all the optimization variables, at the beginning of each interval. This feature aims at providing prior information to the solver. Several `InterpolationTypes` are implemented (constant, linear, spline, each point, etc.), to quickly let the user define the initial guesses. A custom `InterpolationTypes` is also possible to implement.





## Graphical digest

A graphical digest of the OCP can be generated in Bioptim. It consists of a *.pdf* file auto-generated with Graphviz (Ellson *et al.*, 2002). It displays the structure of the created OCP as well as all the information for the user to check at a glance the formulation of the problem (Figure 2.11).

**Table 2.1** – Overview of the computational results and dynamic consistency for six examples that include a variety of features of Bioptim.

Transcription <sup>†</sup>	2.2.2.3. Pointing			2.2.2.3. Somersault			2.2.2.3. Pendulum		2.2.2.3. Walking		2.2.2.3. MHE	2.2.2.3. Jumping	
	DMS		DC	Euler		Quat.	DMS	DC	DMS	DC	DMS	DMS	DC
	Ipopt	Acados	Ipopt	Ipopt	Ipopt	Ipopt							
Solver*	Ipopt	Acados	Ipopt	Ipopt	Ipopt	Ipopt	Ipopt	Ipopt	Ipopt	Ipopt	Acados	Ipopt	Ipopt
# NLP iterations	39	58	40	217	41	186	116	129	832	352	—	75 + 33	175 + 26
Optimized cost	21.6	277	21.5	-21.5	-6.3	-21.8	10 <sup>-3</sup>	10 <sup>-3</sup>	94.5	95.4	—	-198.3	-198.3
Time to convergence <sup>‡</sup>	27 s	2.7 s	5.9 s	112 s	20.7 s	90 s	25.8 s	27.5 s	8.6 h	1.7 h	6.2 s	163 s	76 s
S-S trans. error (mm) <sup>+</sup>	—**	—	—	10 <sup>-5</sup>	10 <sup>-11</sup>	10 <sup>-7</sup>	10 <sup>-3</sup>	10 <sup>-3</sup>	10 <sup>-3</sup>	10 <sup>-3</sup>	—	10 <sup>-3</sup>	10 <sup>-3</sup>
S-S rot. error (°), or time to S-S rot. error ≥ 10° (s) <sup>+</sup>	0.08°	3.6°	0.1°	1.16°	10 <sup>-5</sup> °	0.1°	5.64 s	5.05 s	0.12 s	0.14 s	1.14 s	0.14 s	0.14 s

Inside an example, green, orange and red cells compare the performances of the approaches. Grey stands for not comparable.

\*Currently, not all types of OCP can be solved using Acados.

\*\*Non applicable.

<sup>†</sup>In DMS the integrator is RK4. The DC is based on 4th order Legendre polynomial.

<sup>‡</sup>Tests conducted on a AMD Ryzen 9 CPU @ 3.40GHz × 8

<sup>+</sup>The single shooting (S-S) state trajectory is obtained by forwardly integrating the initial state with the optimized control inputs using Scipy's RK45 integrator.

The S-S error was computed as the average error between the optimized state vector and the single shooting one at each time.

Due to the precision of the integrator used for computing S-S trajectories and to the length of the kinematic chains, the rotational part of the error tends to diverge.

For errors ≥ 10°, instead of reporting the error in ° at the end of the motion, the time at which S-S rotation error becomes ≥ 10° is reported.

The translational part of this error is reported mm.

## Examples

In the paper's appendix, six examples are presented to illustrate the versatility of Bioptim and give a practical overview on how to use its main features. They include an excitation-driven pointing task and a moving horizon estimation of muscle forces with arm models, twisting somersault, walking gait and jumping with whole-body models and a stabilization task with a pendulum-on-a-spring model. The performances (number of solver epochs, convergence time, integration error, optimized objective, influence of the transcription method) of each of these examples are summarized in Table 2.1. When possible, problems were solved with both Ipopt and Acados. The source code of these example is available here. Beyond what is presented in this paper, every feature of Bioptim is thoroughly illustrated by additional examples available online, in the `getting_started` folder of the project (parameter optimization, custom objects, multi-phase problems, etc.).

## Discussion

The purpose of Bioptim is to solve a variety of biomechanical OCP with minimal user effort and high performances in terms of computational time. The main features illustrated by the six provided examples are (Table 2.1) :



- the possibility to use torque- or muscle-driven models (and their combinations);
- a variety of ready-to-use objective functions, constraints and dynamics (with and without contacts)...
- ... easily customizable in Python when required by the user;
- the possibility to solve advanced OCP (possibly multiphase) in a few seconds or minutes, that previously took us hours;
- the possibility to use, in a same software direct collocation or direct multiple shooting;
- the interface with two different NLP solvers.

## Choose your transcription method !

As illustrated by the lack of consensus emerging from Table 2.1, the debate remains about the performances of direct collocation versus direct multiple shooting (Diehl *et al.*, 2006; Porsa *et al.*, 2016). As a consequence, Bioptim is a powerful tool to investigate this question. Concerning the integration method in multiple shooting, either internally or via Acados, several schemes are implemented (RK4, RK8, implicit RK). While IRK coupled with Acados showed better convergence in our experience with hard problems, RK4 showed to be a good speed/robustness trade-off in most of the cases. In our experience with Bioptim, direct multiple shooting is not a limitation to the performances (cost value and time to convergence). The variety of transcription possibilities (methods, integration schemes), will allow us, in future studies, to provide useful recommendations for solving biomechanical OCP and to complement the findings of (Porsa *et al.*, 2016).

## Automatic differentiation

One of the reasons explaining the performances of Bioptim is the rewriting of the core software, *RBDL* (Felis, 2017) and *Biorbd* (Michaud et Begon, 2021a) implementing the dynamics, into CasADi symbolics, as in Falisse *et al.* (2019a), to automatically provide the exact Jacobians and Hessians of the resulting NLP. The gain in accuracy for the calculation of derivatives leads to shorter convergence times (due to much less iterations) and to optimal solutions reached with lower tolerances. This last aspect must be emphasized for complex motions (fast, highly dynamics ones), because, for instance when using Ipopt, an optimal solution obtained with a convergence criterion of  $10^{-2}$  is very unlikely to be dynamically sound; In other words, it would diverge when forwardly integrating the controls in a single-shooting manner. A lower tolerance ( $10^{-6}$  or  $10^{-8}$ ), which is only reachable with exact derivatives—for most of OCP in biomechanics—, is expected to lead to better forward dynamics results.



## Python based, but fast !

Bioptim was thought as an interface, and was therefore written in Python to allow the user to easily combine existing objective functions or constraints and self-implemented ones, to switch from one solver to another, etc. We believe this feature to be of importance given that the biomechanics community is mainly composed of software users rather than developers. Therefore, providing a custom interface in Python rather than in C++, was a driving objective of our work to facilitate a rapid appropriation by the community. Since flexibility and ease-of-use should not compromise the performances, the integration is multi-threaded (openMP-based) and all the inside computations are expressed as C++ CasADi graphs, interfaced with C++ NLP solvers. These graphs can either be built in `casadi.MX()` or `casadi.SX()`. The latter requires more RAM for building the problem but is faster to solve. While both may be used with Ipopt, Acados is only compatible with `casadi.SX()`. By leveraging the speed of `casadi.SX()` graphs, we were able to estimate muscle forces in real time using Acados on a standard laptop. For a more in-depth analysis of the real-time estimation capabilities of Bioptim, see Bailly *et al.* (2021a).

Alongside with the 3D visualizer Bioviz that animates the solution, Bioptim proposes a series of online-generated figures, inspired by the real-time graphics from Muscod-II (Leineweber *et al.*, 2003a,b), to visualize the optimized variables at each iteration of the solver. This is made with minimal computational cost thanks to the multiprocessing Python toolbox. Our implementation leverages the *Python pickle* library for easily saving and loading OCP for, e.g., post-processing analysis. Finally, every layer (integration, optimization, visualization) of Bioptim is optimized to be flexible and fast.

## Fast vs robust NLP solvers

Fast solvers, such as Acados, offer the opportunity to use multi-start approaches on complex problems, to circumvent the obstacle of local minima (Huchez *et al.*, 2015; Bailly *et al.*, 2021b). It also allows to get meaningful initial solutions from simpler problems, for guiding the resolution of the harder problems. On the other hand, robust solvers, such as Ipopt, are convenient when the user lacks information about the sought solutions and thus cannot guide the solver through a good initial guess. For biomechanics applications, the complementary characteristics of the interfaced solvers is a really useful tool. Moreover, Bioptim's full compatibility with CasADi provides the opportunity to use any solver already interfaced with it, including third-party software such as SNOPT, *WORHP* (Wassel, 2013) and *KNITRO* (Byrd *et al.*, 2006) (not tested yet).



## Multiphase

Biomechanics studies often face changing dynamics or objective functions due to the loss or gain of contacts or time-varying biomechanical tasks. When tracking such a motion or trying to predict it, these changes translate into multiphase OCP. This is one of the reported drawbacks of Opensim Moco, which does not provide this feature yet. Bioptim, however, is able to handle multiphase OCP, although they can currently only be solved with Ipopt.

## From constraints to objectives : easy problem relaxation

As stated in Sec. II.B, there exists a correspondence between most of the pre-implemented `Constraints` and `ObjectiveFunctions`. This is intended to allow for easy relaxation when the problem is reluctant to converge. For instance, when a biomechanical task requires the final configuration of the model to be enforced (reaching, cyclic motions, sports, etc.), one should first use a `Constraint` (e.g., `TRACK_STATE`). If the convergence is challenging, just turning this constraint into its namesake Mayer `ObjectiveFunction`, with a heavy weight, should help the solver.

## Limitations

Bioptim is already a mature solution for solving biomechanical OCP. However some limitations should be raised. First, it is based on Biorbd which is not as advanced as OpenSim or Anybody (AnyBody Technology) in terms of biomechanical features and audience. Nevertheless, Biorbd is actively maintained, fast and CasADi-compatible for automatic differentiation. The variety of proposed examples highlighted simple to advanced models. Even if defining a new model was made straightforward thanks to the *.bioMod* file format, Biorbd does not include a GUI for building models. Some Opensim models can be translated into *.bioMod* but Biorbd does not yet support multiple wrapping objects nor muscle-tendon equilibrium. As seen in Dembia *et al.* (2019), wrapping objects are rare in biomechanical OCP due to the computational cost and required optimization when a line of action is in contact with more than one object, which compromises automatic differentiation. Via points and pre-processed moment arms (van den Bogert *et al.*, 2011) (to be expressed as polynomial functions of crossed DoFs) are often preferred.

## Future directions

Bioptim v2.1.1, was released in November 2021, with all the features presented in this communication. Some improvements are expected in a near future. First, a graphical model builder is planned in Biorbd, to easily generate *.bioMod* files. Then, soft contacts are implemented, but they still yield to some instabilities that must be worked on. Also, fatigue models are to be included in Bioptim, to predict adapted motor strategies for long or demanding



motions. The implementation of muscle-tendon equilibrium is planned for fast movements or those with large ranges of motions. It will require an additional optimization step to achieve the equilibrium as done in CEINMS (Pizzolato *et al.*, 2015) or the addition of muscle lengths as state variables, as in van den Bogert *et al.* (2011). Moreover, an effort will be made to extend the compatibility of Acados with all the features of Bioptim (multiphase, nonlinear constraints, etc.). Finally, we plan to add an inverse optimal control module to Bioptim and muscle synergy dynamics to improve motion predictions (Walter *et al.*, 2014).

## Acknowledgment

Bioptim acts as a catalyst in our group and several students contributed to this library. Thank you to Théophile Gousselot, Paul Wegiel, Ariane Dang, Valentin Thiron, Léo Vayssac and André Venne.

## Bioptim Appendix

In this appendix, six examples are presented to illustrate the versatility of Bioptim and give a practical overview on how to use its main features. The settings and performances (convergence time, single shooting integration error, optimized objective) of each OCP are summarized in Table 2.1. When possible, problems were solved with both Ipopt and Acados. In the following, bold symbols denote vectors and hat ones (\*) denote reference or tracked quantities. In these examples, when muscles are modeled, they are of Thelen’s type (Thelen, 2003).

### Muscle excitation driven pointing task

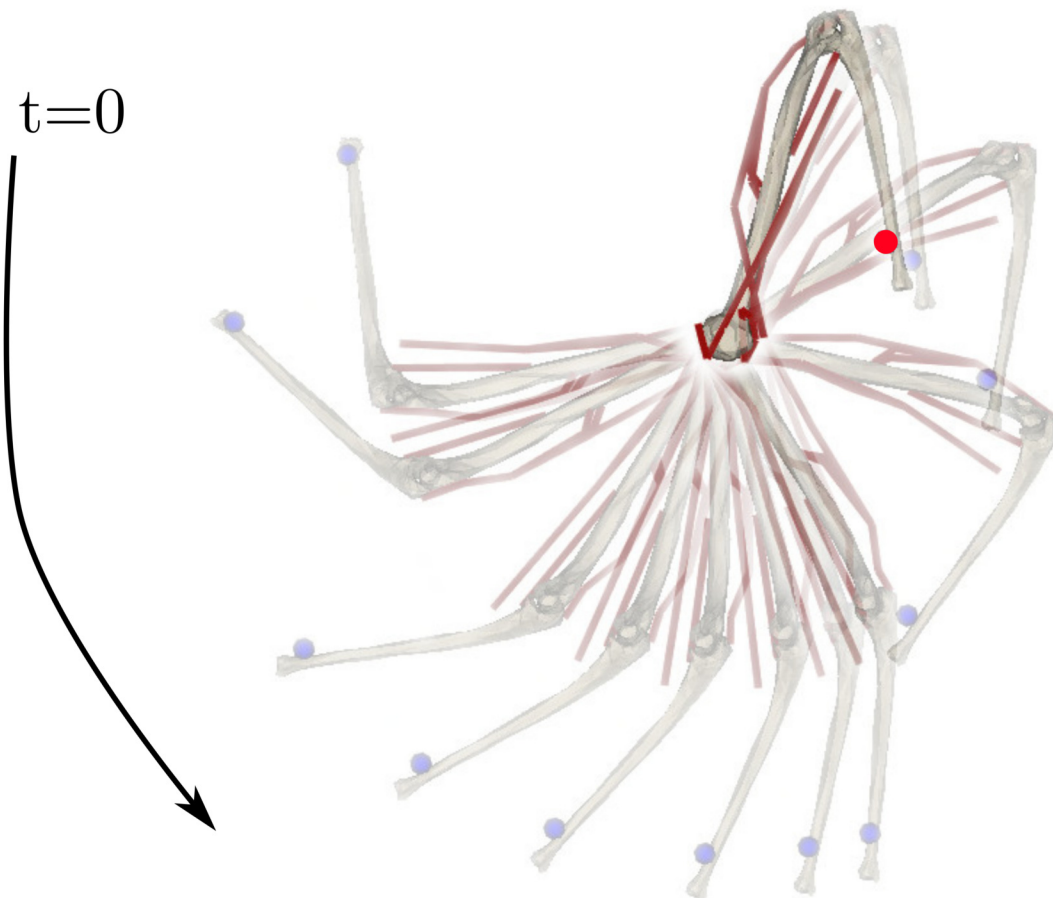
In this first example, the goal was to achieve a muscle excitation driven pointing task using a 2-DoF arm model with six muscle elements. In addition to muscle-induced torques, pure joint torques were added to compensate for the model weaknesses. The main term (highest weight) of the objective function (Equation 2.2.1) is a Mayer objective, corresponding to the pointing tasks at the final node, to superimpose two markers, the first one ( $\mathbf{m}_u$ ) fixed in the ulna system of coordinates and the second one ( $\mathbf{m}_s^*$ ) fixed in the scene. The three Lagrange terms were added for control (muscle excitations  $\mathbf{e}$  and joint torques  $\boldsymbol{\tau}$ ) and state ( $\mathbf{x}$ ) regularization :

$$\mathcal{J} = \omega_1 \underbrace{\|\mathbf{m}_u(T) - \mathbf{m}_s^*\|^2}_{\text{TRACK\_MARKERS}} + \int_{t=0}^T \underbrace{\|\mathbf{e}\|^2}_{\text{MIN\_EXCITATION}} + \underbrace{\|\boldsymbol{\tau}\|^2}_{\text{MIN\_TORQUE}} + \underbrace{\|\mathbf{x}\|^2}_{\text{MIN\_STATE}} dt, \quad (2.2.1)$$

where  $T = 2$  s is the duration of the motion, and  $\omega_1 = 10^{-5}$ . The problem was discretized using 200 shooting nodes with a 5-steps Runge-Kutta-4 (RK4) integration in-between. The problem was solved using Ipopt (with exact Hessian computations) and Acados (with a Gauss-Newton approximation of the Hessian) resulting in two very close solutions. Acados



was about 50 times faster than Ipopt and was better at enforcing the continuity constraints (as shown by the single shooting error in Table 2.1). Ipopt however ended up with a smaller optimized objective (20.8 *vs* 23.2), leading to a more optimal solution than Acados. Superimposed snapshots of the optimal motion found with Acados are displayed in Figure 2.3. It is worth mentioning that for the purpose of this illustration, no constraint was given on the shoulder range of motion to ensure physiological muscle trajectories.



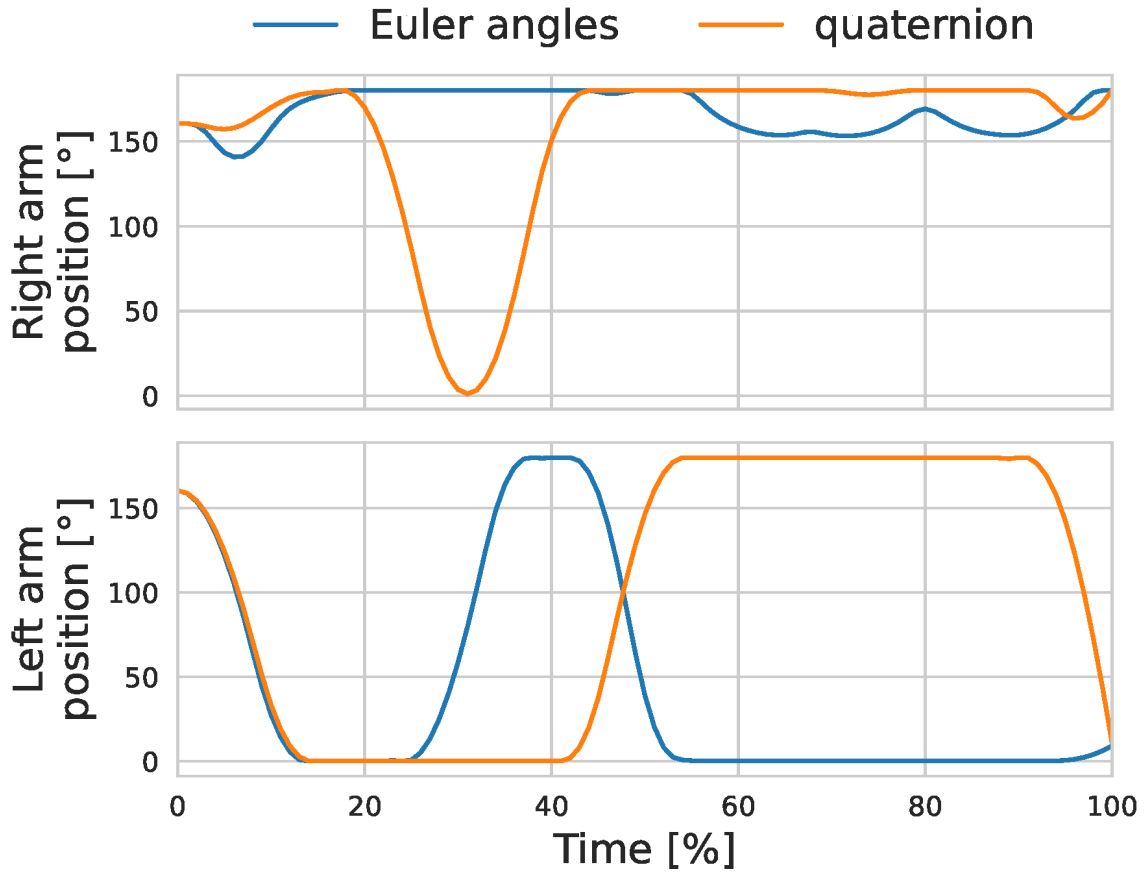
**Figure 2.3** – Snapshots of an optimized activation-driven pointing task with Acados. The arm starts facing upwards in left hand part of the picture and ends facing downwards in the right hand part. The marker fixed on the ulna head is depicted in blue and the scene-fixed target marker is depicted in red. Red lines show the lines of actions of the muscles.

### Quaternion-based twisting somersault

In this example of acrobatic sports biomechanics, the goal was to maximize the twist rotation ( $\phi$ ) of an 8-DoF model in a backward somersault. It illustrates Bioptim’s ability to handle quaternionic representations of rotations.

The model was composed of a 6-DoF root segment and two 1-DoF torque actuated shoulder joints. Two different numerical descriptions of the root segment rotations were





**Figure 2.4** – Right (top) and left (bottom) arm kinematics of the twisting avatar for the Euler angles (blues line) and the quaternion (orange line) representation of the orientation of the free base.

used : Euler angles and quaternions. The objective function was as follows :

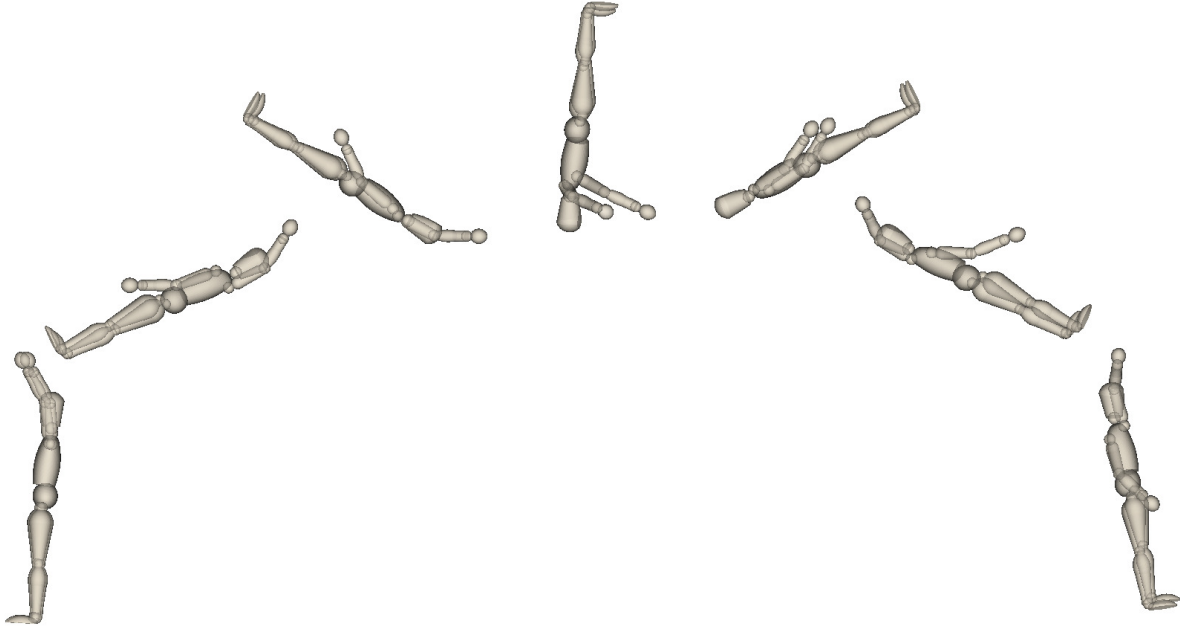
$$\mathcal{J} = \int_0^T \underbrace{\omega_1 \dot{\phi}}_{\text{MIN\_TWIST}} + \underbrace{\omega_2 \|\boldsymbol{\tau}\|^2}_{\text{MIN\_TORQUE}} dt, \quad (2.2.2)$$

with  $\omega_1 = -1$  (resulting in the maximization of the first term) and  $\omega_2 = 10^{-6}$ ,  $T$  is the duration of the movement and  $\boldsymbol{\tau}$  is the torque control vector. The first term of the objective function (Equation 2.2.2) corresponds to maximizing the change in twist rotation and the second term is for control regularization.

The movement lasted for approximately 1 second and was discretized with 100 shooting nodes, a kinogram is presented in Figure 2.5. The optimal kinematics were different for the two types of models (Figure 2.4) because of the presence of local minima. However, both models take profits of a common biomechanical strategy (i.e. tilting the body to bring closer together the twist axis and the angular momentum vector), leading to a close performance (2.5 twists), which highlights the equivalence of the two representations. Euler angles have







**Figure 2.5** – Snapshots of maximally twisting somersaults driven by shoulder torque actuators and a free base whose rotation is expressed with Euler angles.

the advantage to be easily interpretable, but they suffer from the loss of a DoF at the gimbal lock (leading to numerical instabilities). The use of a quaternion-based representation tackles this numerical stability issue when a joint is free to rotate on a three-dimensional range of motion. Quaternion’s integration must be handled with care (Bailly *et al.*, 2021b). Indeed, when representing orientations, quaternions must be unitary and thus belong to a constrained manifold (namely, the unit 3-sphere  $S^3$ ). However, classical numerical integration schemes such as Runge–Kutta methods treat unit quaternions as if they were arbitrarily defined in  $\mathbb{R}^4$ . To overcome this challenge, Biotim performs a normalization after each Runge–Kutta iteration to project non-unitary quaternions onto  $S^3$ .

## Pendulum on a spring

This example is presented to introduce Biotim’s ability to use external forces. The goal was to hold the position of a 1 kg mass hanging on a linear spring attached to the ground. A 0.2m-long pendulum weighting 10 kg was attached to the mass and free to rotate in one dimension (Figure 2.6). In addition to the spring force, the mass was actuated by a vertical external force,  $\tau$ , (e.g., something pulling on it) while the pendulum rotation was passive. The system therefore comprised two DoFs, the mass position ( $q_m$ ) and the pendulum angle ( $q_p$ ) and one control input, the vertical external force pulling on the mass ( $\tau$ ). The spring

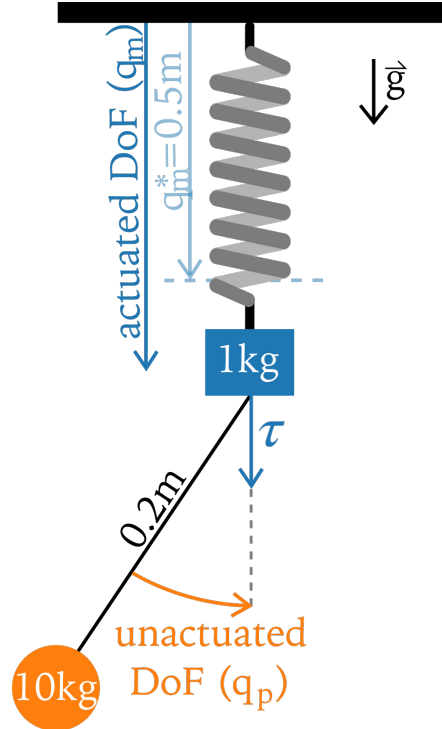




force  $\mathcal{F}_s$  was :

$$\mathcal{F}_s = -k * q_m,$$

with  $k$  the spring stiffness constant.



**Figure 2.6** – Spring-mass-pendulum model of Example 2.2.2.3.

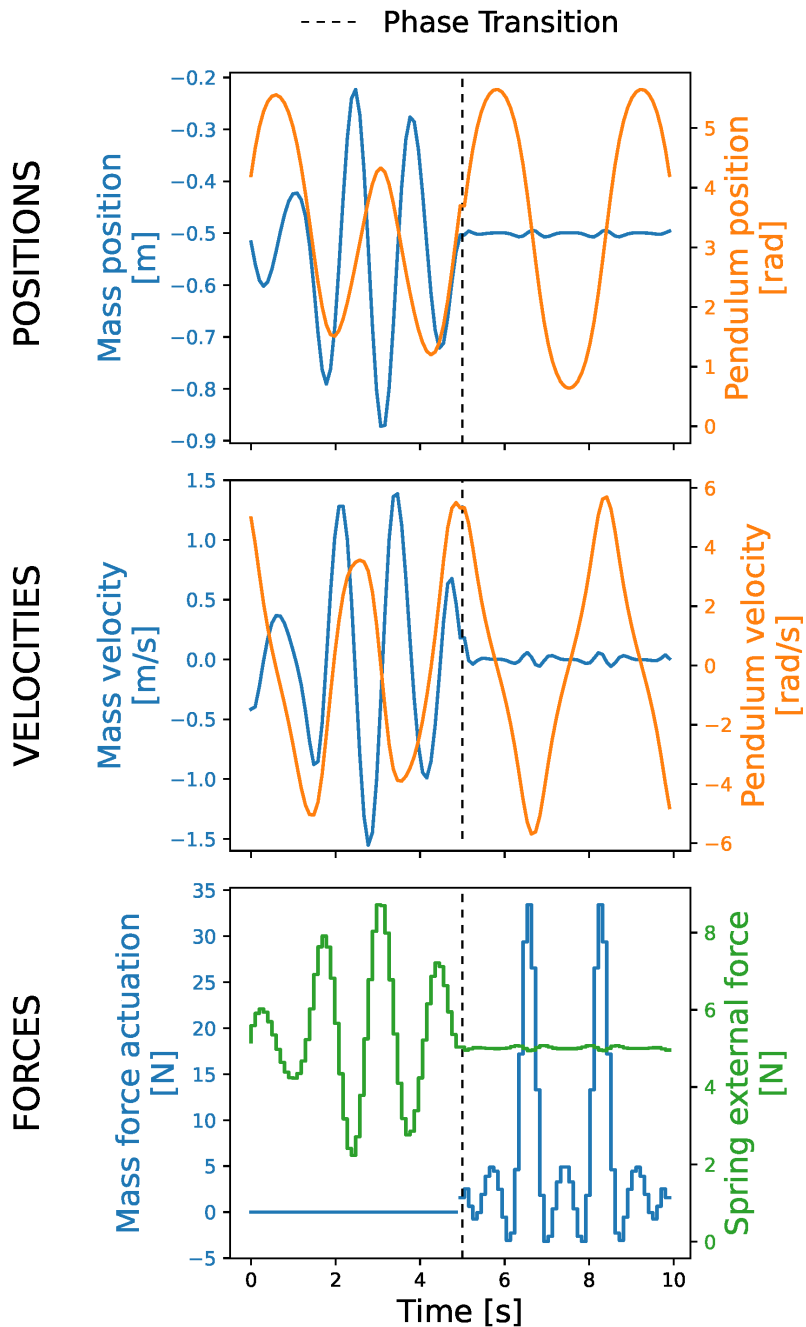
The OCP was composed of two phases each lasting for 5 s, with 50 shooting nodes. In the first phase, no objective function was minimized and  $\tau$  was constrained to be 0, letting the mass oscillating freely. Then, in the second phase, a objective function (Example 2.2.3) was minimized, to enforce a reference position  $q_m^*$  of the mass. This objective function, exclusively composed of Lagrange terms, was formulated as follows :

$$\mathcal{J} = \int_{T/2}^T \underbrace{(q_m - q_m^*)^2}_{\text{TRACK\_STATE}} + \omega_1 \underbrace{\tau^2}_{\text{MIN\_TORQUE}} dt \quad (2.2.3)$$

with  $q_m^* = -0.5\text{m}$  and  $\omega_1 = 10^{-6}$  and  $T$  is the duration of the movement. The first term of the objective function (Equation 2.2.3) acts as a position controller for the mass. The second was added for control regularization.

During the first phase, the mass is passively oscillating around its stationary position due to the spring force (Figure 2.7). At the beginning of the second phase, when an additional external force acts on the mass, it stabilizes around the targeted position. The standard deviation between the position and the targeted position is 0.04 m. This example highlights

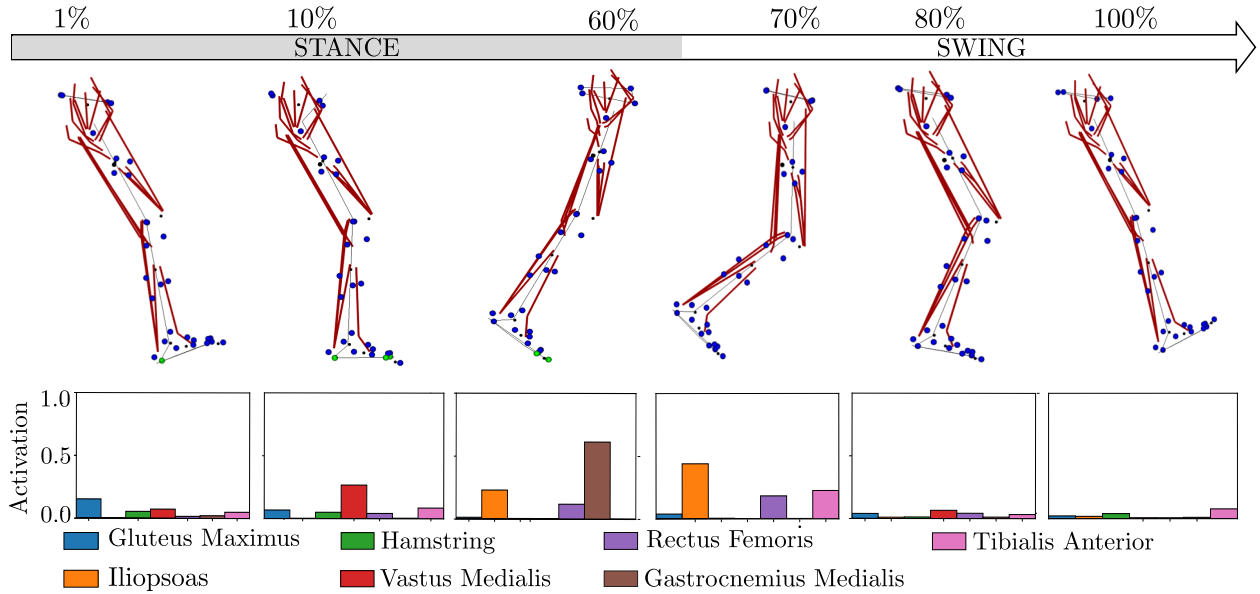




**Figure 2.7** – Two-phases kinematics of the mass-pendulum-spring system. Gray dashed lines show the phase transition, blue lines are related to the mass (position velocity and external force acting on it), red lines are related to the pendulum (position and velocity) and the green line depicts the spring force.

the possibility of using optimal control to find activation patterns compensating for external passive forces (e.g., orthoses flexibility, contact surface deformation, interaction between two models, etc.).





**Figure 2.8** – Snapshots of a walking gait cycle driven by muscles activation with histogram of muscle activations below. On top, the percentage of the gait cycle are displayed. The red lines represent muscles lines of action and the blue points depict the tracked markers. The activation of the Gluteus Maximus is the mean of its three parts and the Hamstring is the mean activation of the Semimembranosus, Semitendinosus and Biceps Femoris.

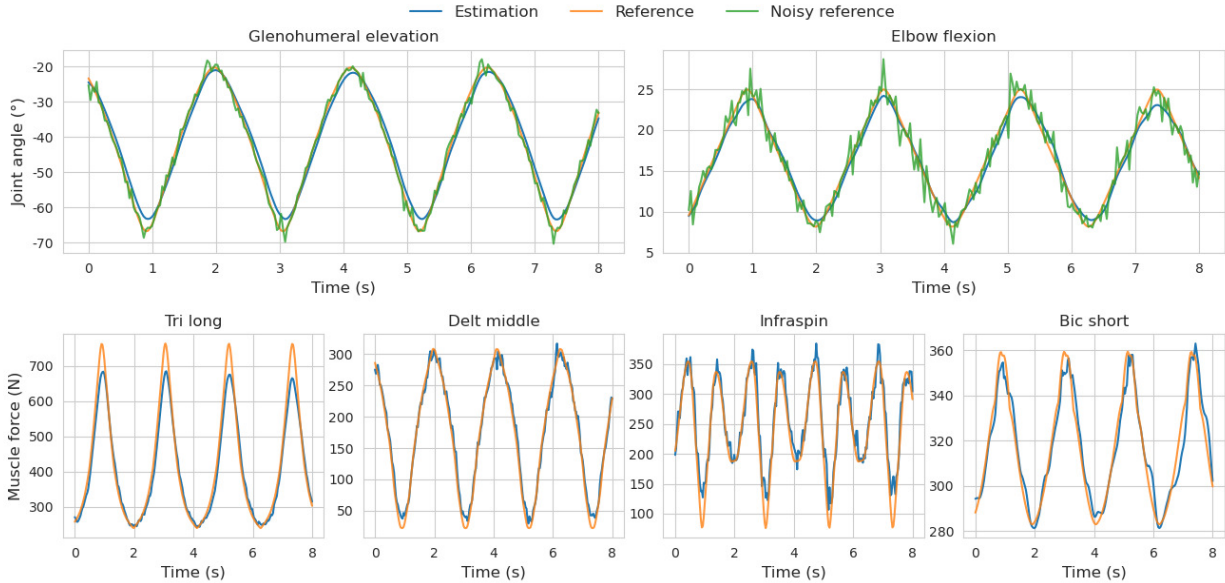
## Multiphase activation driven walking cycle

This example is presented to introduce Bioptim’s ability to deal with a multiphase locomotion estimation problem including muscle actuation and contact forces. The goal was to estimate muscle activations by tracking markers trajectories and ground reaction forces. The model was a 3D leg with 13 DoFs (6-DoF pelvis, 3-DoF hip, 1-DoF knee, 2-DoF ankle and 1-DoF toes), driven by 19 muscle activations and residual joint torques to compensate for potential muscle actuation weaknesses. The gait cycle was defined from the first heel strike to the end of the swing phase discretized into 90 shooting intervals. To approximate the natural rolling of the foot, the stance was divided into three phases (heel, flatfoot and forefoot contacts) of fixed duration deduced from experimental force platform data and markers position (0.05, 0.36 and 0.16 s). The swing phase lasted 0.38 s. The interaction between the ground and the foot was modeled using a four-contact points model located at the heel and the forefoot (first, fifth metatarsi and hallux). A regularization term on muscle activations ( $\mathbf{a}$ ) was also added (least-activations) as well as a penalization term on the residual torques ( $\boldsymbol{\tau}$ ) :

$$\mathcal{J} = \sum_{i=1}^4 \left( \int_{T_{i-1}}^{T_i} \underbrace{\omega_1 (\|\mathbf{m} - \mathbf{m}^*\|^2)}_{\text{TRACK\_MARKERS}} + \underbrace{\alpha \omega_2 (\|\mathcal{F} - \mathcal{F}^*\|^2)}_{\text{TRACK\_FORCES}} + \underbrace{\omega_3 \|\mathbf{a}\|^2}_{\text{MIN\_ACTIVATION}} + \underbrace{\|\boldsymbol{\tau}\|^2}_{\text{MIN\_TORQUE}} dt \right)$$

where  $\omega_1 = 10^4$ ,  $\omega_2 = 10^{-2}$ ,  $\omega_3 = 10$  are weighting factors,  $T_0 = 0$  and  $T_i$ ,  $i \in [1, 2, 3, 4]$ , are the final time of the  $i^{\text{th}}$  phase. Ground reaction forces and moments were only tracked during





**Figure 2.9** – Example 2.2.2.3. Top row - Real-time estimated joint angles (blue), ground-truth joint angles (orange) and tracked noisy joint angles (green) for a cyclic motion of the arm. Bottom row - Real-time estimated muscle forces (blue) and ground truth muscle forces (orange) for the same motion. Only four muscles with significant action (peak forces  $> 15$  N), on the two selected DoFs, are shown. Muscle abbreviations stand for (from left to right) : Triceps Long head, Deltoid Middle, Infraspinatus, Biceps Brachial Short head.

the stance phase, hence  $\alpha = 0$  during the swing phase and  $\alpha = 1$  otherwise. Non-slipping (`NON_SLIPPING`) and unilateral contact force (`CONTACT_FORCE`) constraints were added to prevent the foot from slipping and pulling from the ground. In between phases, the use of the `PhaseTransition.IMPACT` state transition allowed to represent the gain or loss of contact(s) in the dynamics (e.g., swing phase to heel strike (Felis et Mombaur, 2016)).

Tracking experimental data allowed to reproduce leg motion during the walking cycle (Figure 2.8). The root mean square tracking error on markers trajectories was 17 mm (mean errors on pelvic and foot markers were 10.4 mm and 10.2 mm, respectively). Concerning ground reaction forces tracking, the root mean square error was 7 N. During the stance phase, Gluteal muscles were mainly activated during the stance phase especially during initial contact (1%), followed by the Vastus Medialis for the loading response (10%). We found light hamstrings activity during the early stance and terminal swing. The transition from stance to swing (60% - 70%) was highly actuated by hip flexors (Iliopsoas and Rectus Femoris) and leg muscles (Gastocnemius Medialis). Activation of the Tibialis anterior occurred at the beginning and end of the cycle, probably to adjust foot position (Figure 2.8). These results were similar to the characteristic average activity patterns of the lower limb muscles during locomotion described in Winter (1991).



## Moving Horizon Estimation of Shoulder Elevation

This example is presented to introduce Biotim’s ability to provide real-time estimation of biomechanical variables. The goal was to perform a real-time estimation of dynamically consistent joint kinematics and muscle forces, using a moving horizon estimation (MHE) approach (i.e. an optimization approach that uses a series of measurements observed over time). A shoulder elevation motion was performed with a 4-DoF ( $\mathbf{q}$ ) arm actuated by 19 Hill-type muscle elements. The control inputs of the model were the muscle activations ( $\mathbf{a}$ ). The MHE implementation consists in splitting the OCP into a succession of smaller ones for processing fixed-size subsets of the tracking data moving forward in time. Each time one subproblem is solved, a new measurement is added, the oldest one is discarded and a new subproblem is defined. Due to their similarities, the solution of the previous OCP is a good initial guess to the new one. The dynamical consistency of the final solution is enforced by continuity constraints on the initial state. Each objective function (Equation 2.2.4) was written as the sum of three terms : tracking reference joint angles ( $\mathbf{q}^*$ ), states and muscle activations regularizations (i.e., least-square criteria) :

$$\mathcal{J} = \int_t^{t+t_{mhe}} \underbrace{\omega_1(\|\mathbf{q} - \mathbf{q}^*\|^2)}_{\text{TRACK\_STATE}} + \underbrace{\omega_2\|\mathbf{q}\|^2}_{\text{MIN\_STATE}} + \underbrace{\omega_3\|\mathbf{a}\|^2}_{\text{MIN\_ACTIVATION}} dt, \quad (2.2.4)$$

where  $\omega_1 = 10^3$ ,  $\omega_2 = 10$ ,  $\omega_3 = 10^2$  and  $t_{mhe}$  is duration of each sub-problem.

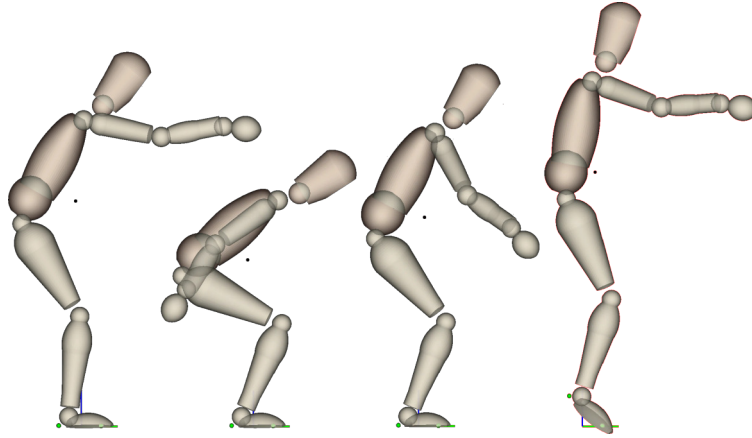
In this example, reference data of an 8 s series of four arm elevations were generated at 100 Hz, by computer simulation. A centered Gaussian noise (mean = 0, std = 0.04) was added to  $q^*$ , to simulate experimental-like joints angle measurements. Using a window size of 7 nodes (i.e., 210 ms), the estimator ran at about 33 Hz (one in three reference data frame was sent to the estimator to simulate experimental-like conditions), i.e., two and half times faster than standard biofeedback (13 Hz (Kannape et Blanke, 2013)). The MHE was able to forecast the movement kinematics with a root mean square error of  $1.3 \pm 0.7^\circ$  while providing a realistic estimation of muscle forces close to the ground truth with a root mean square error of  $11.1 \pm 14.9$  N (Figure 2.9).

## Multiphase vertical jumper

This example was designed to introduce Biotim’s ability to reduce the number of degrees-of-freedom (DoF) of a model via the **BiMapping** feature, to account for nonlinear boundaries on the controls, and to solve complex multiphase OCP. Two phases were used to describe the dynamics of the push-off phase of the jump (i.e., flat foot (two floor contacts) and then toe only (one contact))<sup>18</sup>. A pseudo-2D full-body symmetrized model consisting of 3 DoFs at the pelvis (forward and upward translations, tranverse rotation), 1 DoF at the upper limb (shoulder flexion), and 3 DoFs at the lower limb (hip, knee and ankle flexion) was used. Since

<sup>18</sup>. A contact is defined as a point where forces are applied to cancel its acceleration.





**Figure 2.10** – Snapshots of the push-off phase of a vertical jump (Example 2.2.2.3). The avatar reproduces a human-like jump movement. The first three positions represent the first phase of the optimization (i.e., heel and toe in contact with the floor) and the fourth position depicts the end of the second phase (i.e., only the toes in contact with the floor)

this is a full-body model, the root segment (i.e., the pelvis) was left uncontrolled, reducing the number of control variables to four, namely the shoulder, hip, knee and ankle flexions. The objective function with the most important weight was a Mayer objective computed at the end of the push-off phase consisting in maximizing the jump height ( $h$ ) from the free fall equations applied to the center of mass.

$$\mathcal{J} = \underbrace{\omega_h h}_{\text{MIN\_PREDICTED\_COM\_HEIGHT}} + \sum_{i=1}^5 \underbrace{\omega_t (T_i - T_{i-1})}_{\text{MIN\_TIME}} dt \quad (2.2.5)$$

where  $T_i$  with  $i \in [1, 2]$  are the final times of the  $i^{\text{th}}$  phase respectively, and  $T_0 = 0$ ;  $\omega_h = -100$  is the weight of the jump height term defined negative to maximize it and  $\omega_t = 0.1$  is the weight put on time minimization;

Joint angles were bounded to human-like limits. The first node of the first phase was constrained such that the avatar stood with its knee slightly flexed and its arms horizontal. Joint velocities were arbitrarily bounded to human-like limits. Joint torques were bounded with nonlinear torque/angle/velocity relationships measured on a high-level athlete using an isokinetic dynamometer (Jackson, 2010). Non slipping (`NON_SLIPPING`) and unilateral (`CONTACT_FORCE`) contact force constraints were added to prevent the contact points from slipping and pulling on the ground. During the second phase, the heels had to remain over the floor. To speed-up the convergence with Ipopt, the problem was first solved using a BFGS Hessian approximation. Then, starting from this first solution, the problem was re-optimized, with the exact-Hessian computations.

The optimized solution was obtained in 75 + 33 (resp. 175 + 26) iterations for the direct multiple shooting (resp. direct collocation), resulting in a 1.98 m jump height. The solution reproduced a human proximo-distal strategy (Figure 2.10), i.e., activating large segments



first (for instance the torso) and sequentially adding more distal segments, consequently ending up with the feet.

## Graphical Digest

In the following, an example of auto-generated graphical digest is presented. It sums up the OCP of Example 2.2.2.3, highlighting the content of each phase of the problem (including, e.g., the integration method), and the way the transition between them is handled.

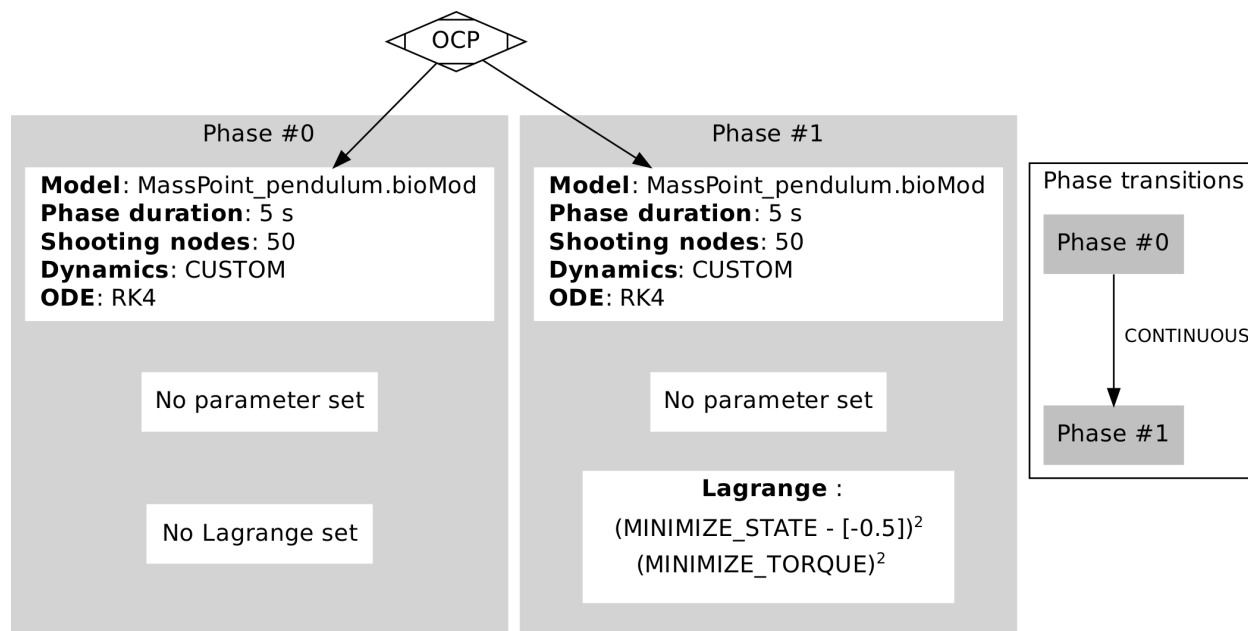


Figure 2.11 – Graphical digest of Problem 2.2.2.3.



# Chapitre 3

---

## Étude 1 : Évaluation de la variabilité cinématique des violinistes

Le choix d'un devis de recherche dans un domaine en particulier repose sur une compréhension préalable, partielle certes, mais tout de même minimale du domaine étudié. La variabilité attendue des données est une de ces connaissances. Elle conditionne notamment le nombre de participants nécessaires et les types de comparaison de groupe possibles pour que les études soient scientifiquement valides. Or, comme on l'a vu dans la section sur la recherche publiée chez les violonistes dans la revue de la littérature (voir Chapitre 1), les connaissances préalables dans ce domaine demeurent parcellaires. Il est donc difficile d'anticiper les besoins statistiques de la recherche chez les musiciens en général et chez les violonistes en particulier.

### 3.1. Lien de l'étude avec les objectifs de la thèse

En lien avec cette problématique, l'objectif de la première étude présentée dans cette thèse vise à offrir une compréhension suffisante du domaine, afin de permettre la conception adéquate de devis de recherche pour les études futures. Cette première étude répond ainsi à l'objectif spécifique **S.1**. Pour ce faire, elle compare des violonistes ayant plusieurs années d'expérience alors qu'ils interprètent une pièce spécialement conçue pour évaluer des aspects contrastants du jeu violonistique. L'étude s'intéresse spécifiquement à la variabilité cinématique intrinsèque au mouvement musical dans ces différentes conditions, autant du point de vue intra-participant qu'inter-participant, soit respectivement les sous-objectifs spécifiques **S.1.1** et **S.1.2**. Le premier est alors le reflet de la capacité d'un musicien à être constant par rapport à lui-même, ce qui conditionne le nombre d'essais qui doivent être répétés par le ou la participant·e·s. Le second, quant à lui, représente la capacité d'inférence statistique d'une étude par groupes tests. Finalement, au regard des conclusions de ces deux objectifs, un troisième objectif est de proposer à la communauté de recherche en musique des lignes de conduites générales pour la recherche (**S.1.3**).





# Bow-side kinematics studies in violinists : an experimental design tracking intra-/inter-musician variability by bow stroke's type, string played and tempo

Benjamin Michaud M.Sc.<sup>1</sup>, Mickaël Begon Ph.D.<sup>1</sup> & Sonia Duprey Ph.D.<sup>2</sup>

<sup>1</sup>*École de Kinésiologie et de Sciences de l'Activité Physique, Université de Montréal*

Article accepté dans *Medical Problems of Performing Artists*, le 9 mai 2022.

Le formulaire de consentement de cette étude est disponible à l'Annexe B.

Contributions par auteur <sup>a</sup> :

- *Benjamin Michaud* : Conceptualisation, Méthodologie, Collecte des données, Analyses des données, Écriture de l'article, Préparation des figures, Obtention du financement ;
- *Mickaël Begon* : Conceptualisation, Révision de l'article, Supervision ;
- *Sonia Duprey* : Conceptualisation, Méthodologie, Collecte des données, Révision de l'article, Obtention du financement.

---

a. En suivant la nomenclature francisée de (Allen *et al.*, 2019)

## Abstract

Comparison of bow-side kinematics in violinists is hindered by the scarcity of studies available. This makes meta-analysis impossible. This paper assesses the effect of music-based variables (bow stroke, *tempo* and string played) on intra- and inter-participant variability in joint kinematics. The joint kinematics of nine high-level violinists were acquired via a motion capture system while they played a standardized piece of music involving contrasting bow strokes and strings at different *tempi*. Results were compared using linear mixed models using the Root Mean Square (RMS) for each joint. We found highly individualized patterns of play, deduced from a low intra- but high inter-musician variability (4.2° vs. 13.1° of normalized RMS) in joint kinematics. String played and bow stroke had the greatest effect on joint kinematics. The string played had the greatest impact on shoulder kinematics and the bow stroke had the greatest impact on elbow and wrist kinematics. Based on these results, we propose guidelines for future research designed to study bow kinematics in the field of biomechanics of violin movements. For ease of comparison between studies and to limit the time and resources required, our main suggestions are to use repeated measures designs with a *legato* reference condition and to choose pieces of music spanning multiple strings.

Keywords : Biomechanics, Experimental design, Kinematic variability, Violin.

## Introduction

More than three quarters of musicians will suffer from playing-related musculoskeletal disorders (PRMD) over the course of their career. Bowed-string instrumentalists are especially at risk of upper limb injuries (Zaza *et al.*, 1998). String players suffer a higher rate



of injuries than the general musician population (e.g. 9.7 versus 8.3 injuries per 100 people per year (Cayea et Manchester, 1998)). The right shoulder (i.e., the bow side) is affected in 37.1%, 31.3%, 31.8%, and 40.0% of violinists, violists, cellists, and double bassists, respectively (Ajidahun *et al.*, 2017). Since injuries may compromise the career of these musicians, investigating the causes of PRMD is important. The literature highlights several risk factors like musician age, gender, and the instrument played (Ajidahun *et al.*, 2017; Lederman, 2003; Ranelli *et al.*, 2011). Moreover, most epidemiological studies are performed using questionnaires. While questionnaires may provide insights into PRMD occurrence, they do not enable inferences about the actual pathomechanisms involved. Biomechanical analyses can be expected to shed light on these injuries.

In a scoping review of the biomechanics of bowed string musicians (Kelleher *et al.*, 2013), 25 out of 34 studies focused solely on violinists, nine addressing the bow arm (i.e., right). One study (Shan *et al.*, 2004) simultaneously investigated kinematics and muscle activity. Another study (Berque et Gray, 2002a) solely explored muscular activation. Of the eight joint kinematic studies, four reported the right upper limb kinematics describing only one degree of freedom per joint (Turner-Stokes et Reid, 1999; Konczak *et al.*, 2009; Yagisan *et al.*, 2009; Tulchinsky et Riolo, 1994). This seems inappropriate, given that the shoulder is usually described as a ball-and-socket joint with 3 degrees of freedom<sup>1</sup> (DoF) and that the elbow and wrist are usually described as constrained ball-and-socket joints (2 DoF) (Duprey *et al.*, 2017). Only three studies (Shan et Visentin, 2003; Shan *et al.*, 2007, 2012) reported the full 3D kinematics. A recent kinematics study focused solely on the scapulothoracic joint (Stein *et al.*, 2020). This small number of studies on the kinematics of the bow arm of violinists limits the generalizability of their results.

The instrument played influences the type of injuries that a particular musician is likely to develop (Ajidahun *et al.*, 2017). This suggests that instrument design and technique ergonomics influence kinematics and muscular loads. The bow stroke\* itself affects violinists' upper limb kinematics. For example, the kinematics involved in a *spiccato*\* bow stroke differ from those of a *legato*\* bow stroke (Shan et Visentin, 2003; Shan *et al.*, 2007). Music-based variables (e.g. nuance\*, *tempo*\*, bow stroke\* and strings played [low (G and D) or high (A and E)]) probably all produce their own specific effects. However, studies commonly assess the effect of only one or two of these variables simultaneously. For instance, violinists are asked to play different strings with one bow stroke : *legato* (Shan et Visentin, 2003; Ancillao *et al.*, 2017) or *spiccato* (Shan *et al.*, 2007); or to play different strings at different *tempi* (Shan *et al.*, 2004; Shan et Visentin, 2003). Additionally, from a joint kinematics point of view, it is not known whether these variables interact during playing. This is of importance, because

---

1. A glossary of biomechanical and musical terminology is provided in Section 3.1 to help readers without backgrounds in these fields. A star (\*) was added at the first occurrence of each word that appears in the glossary.



interactions between variables limit interpretation of the results. In one literature review on musculoskeletal injuries in bow musicians (Rensing *et al.*, 2018), the conclusion was that “to obtain more significant study results, studies with higher methodological quality including sample size, homogeneous study protocol, and similar study populations are suggested”. In order to provide a more solid grounding for the biomechanics of music literature for violinists, higher quality assessment of kinematics needs to be performed.

The aims of this research were : 1) to assess the repeatability of the kinematic strategies involved in playing and their commonality among violinists ; 2) to investigate the effect of musical performance variables of violinists (i.e., bow stroke, speed of play, and string played) ; and 3) to integrate the findings into recommendations for future research allowing finer comparison of violinists’ kinematics. Due to the inherent changes in motion required to differentiate between the musical variables, it was hypothesized that each performance variable (bow stroke, speed of play and string played) would influence joint kinematics. Conversely, given that researchers currently pool results to analyze them, we also hypothesized that both intra- and inter-kinematics variability would remain sufficiently small to allow for using randomized control group designs in future studies.

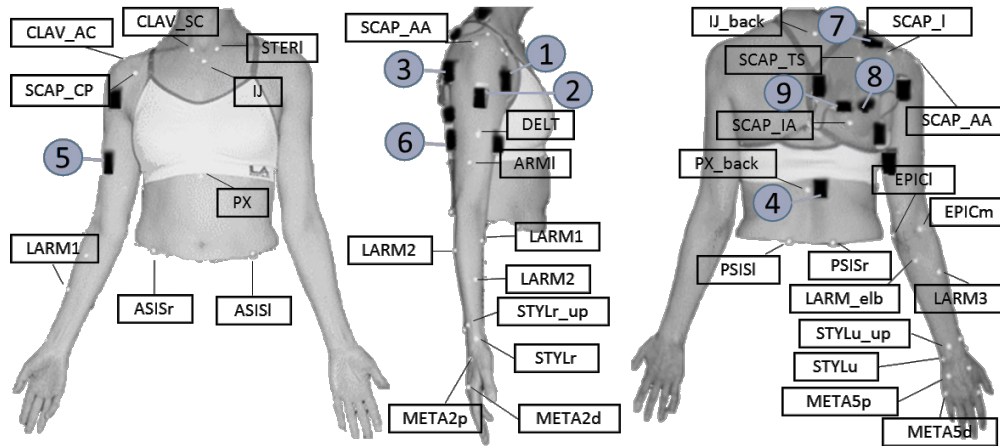
## Materials and Methods

### Experimental procedures

After giving their informed consent (Ethics 17-018-CERES-D, Université de Montréal), 9 expert violinists (8 females and 1 male ; mean(std) : 28(7) years old, 59(8) kg, 161(5) cm, 21(9 years of experience) were equipped with 45 skin markers (Figure 3.1) on their right upper limb. To personalize the multibody kinematic chain model, the participants maintained both an anatomical and a relaxed pose, and performed functional setup trials (Jackson *et al.*, 2012). The setup trials consisted of large rotations and arc movements in all directions to maximize the rotations along all degrees of freedom (DoF) between two adjacent segments. Due to the length of the experiment, the setup trials (usually performed at the beginning of a session) were performed during bow-shape modifications (detailed below). Throughout the experiment, skin-marker trajectories were collected at 100 Hz using an 18-camera Vicon™ motion capture system (Oxford Metrics Ltd. Oxford, UK).

The violinists played a standardized piece (S2M Lab Theme / A research music) specifically written for the study (Figure 3.3). The score\* was constructed from a melody of four bars\* played as follows : *legato* (lines 1-3) and *spiccato* (lines 2-4) played on the low strings (G/D strings, lines 1-2) and on the high strings (A/E strings, lines 3-4). The data from the remaining two lines of the score were not used for this study. Figure 3.2 shows the bow arm position while playing on the low or high strings from the frog to the tip of the bow. The whole piece was played at two different *tempi*, namely 60 and 120 beats-per-minute, for





**Figure 3.1** – A total of 45 markers based on Jackson *et al.* (2012) were glued to the skin alongside electromyography units (data not used in the present study).

a total of 74s and 37s respectively. The musicians had free choice of fingering\* and could practice the piece as much as needed before the beginning of the experiment. To keep track of the beats, participants wore a headset on one ear so they could hear a metronome set at the proper speed. All trials started and finished in the anatomical pose while holding the bow and the violin with their respective normal hand (the bow on the right and the violin on the left). After the trial started, participants were asked to bring the bow to the frog\* (the end near the hand) on the G-string (the lowest violin string), and thereafter were free to start playing when ready.

All but one of the violinists played their own violin; one participant being provided with a violin. All participants used the same modified bow (62 g). This protocol was part of a larger project<sup>2</sup> where the shape and the mass of the bow were modified between each rendering of the piece. The modifications to the bow consisted of three bow cambers\* and six permutations of three 1 g masses glued to the frog (0 or 1 g) and/or to the tip\* (0, 1 or 2 g) (Table 3.1), generating a total of 18 different configurations. The different masses were

**Table 3.1** – All permutations of masses added to the bow.

Permutation	Frog	Tip
1	0 g	0 g
2	1 g	0 g
3	0 g	1 g
4	1 g	1 g
5	0 g	2 g
6	1 g	2 g

2. This paragraph describes details of the overall project protocol which may be relevant to the upper limb kinematics of the musicians. A short video depicting the larger experiment can be accessed by following this link <https://youtu.be/T-kwoHz1FEc>.





**Figure 3.2** – Position of the bow arm while playing on a low (G) string (top) and on a high (E) string (bottom) from the frog to the tip (left to right) of the bow.

configured to mimic normal modifications that might be made by a bow maker trying to change the bow's behavior during the normal course of practice. The three cambers of the bow were normal-style (maximum curvature at mid-point), baroque-style (maximum curvature near the tip, the end farthest from the hand), and cello-style (maximum curvature near the frog). The bow modifications (which took about 20 min each) were performed by a bow maker during the experiment. The six bow-mass and two *tempi* conditions were block-randomized inside a camber configuration, and the three camber configurations were randomized among participants. This gave a total of 36 repetitions of the piece by each violinist, covering all the permutations of the three experimental configurations : three bow cambers, six bow masses and two *tempi*. Preliminary results from all the configurations showed that joint angles for all but one participant were not significantly affected by either the shape or the mass of the modified bow (based on 1D statistical parametric mapping ANOVA (Pataky, 2010)). The data from this one participant who differed from the others were therefore removed from the analysis. The bow-camber and bow-mass data from the other participants were pooled and treated as trial repetitions. The protocol also included surface and indwelling



# S2M Lab Theme

Une musique de recherche

Benjamin Michaud & Sonia Duprey

$\text{♩} = 60 / \text{♩} = 120$

The musical score is presented in six horizontal staves, each with a different background color. The first two staves (red) contain measures 1-4 and 5-8. The next two staves (green) contain measures 9-12 and 13-16. The final two staves (blue) contain measures 17-20 and 21-24. The score includes various musical notations such as notes, rests, and fingerings, with dynamic markings like 'mf' and 'V'.

**Figure 3.3** – Score of the music composed for the study. The piece includes *legato* (odd lines) and *spiccato* (even lines) sections played on the G/D strings (shades of red) and on the A/E strings (shades of green). The piece is played at 60 and 120 beats-per-minute.

electromyography data acquisition on the right shoulder and arm ; these data, however, are not reported here.

## Data processing

A personalized 6-joint and 18-DoF kinematic chain\* of the upper limb, consisting of the pelvotheracic (6 DoF), the sternoclavicular (2 DoF), the acromioclavicular\* (3 DoF), the





glenohumeral\* (3 DoF), the elbow (2 DoF) and the wrist (2 DoF), was constructed for each participant. The pelvotheracic and wrist joint centers and the elbow axes of rotation (flexion-extension and pro-supination) were estimated using the SCoRE and SARA algorithms (Ehrig *et al.*, 2006, 2007), respectively, from the setup movements. The other joint centers were located using anatomical or predictive methods as recommended by Michaud *et al.* (2016). A scapulothoracic gliding kinematic constraint was also added to the kinematic chain. It was defined by a point in the middle of the scapula that must remain in contact with an ellipsoid fitted on the thorax (Michaud *et al.*, 2017). The relaxed posture was used as reference pose, that is the position where all the angles are defined as zero. The joint kinematics were reconstructed using an extended Kalman filter (Fohanno *et al.*, 2014) implemented in the Biorbd biomechanical toolbox (Michaud et Begon, 2021a).

For all the trials, in accordance with the International Society of Biomechanics (ISB) recommendations on the upper limb (Wu *et al.*, 2005), the joint angle time histories of the thoracohumeral\* (namely elevation plane, elevation, and axial rotation), the elbow (namely flexion and supination) and the wrist (namely flexion and ulnar deviation) were extracted. The thoracohumeral joint angles were obtained from the homogenous transformation matrix between the thorax and the humerus, while the others were directly taken from the model output. An automatic algorithm was used to cut the trials from the beginning of the first down-bow\* to the end of the last down-bow of the piece. The trials were thereafter time-normalized and cut into four sections—namely low-strings *legato*, low-strings *spiccato*, high-strings *legato* and high-strings *spiccato*—each corresponding to a different line of the score. The automatic cut and classification were visually validated by superimposing the data and manually adjusted when necessary. Finally, from the time-normalized data, the integral of each DoF was calculated for each section, using the trapezoidal rule to obtain the normalized integral. Since the normalized integral encapsulates all the playing technique kinematics data in a single value, time-independent statistics could be used to easily and comprehensively compare the results. As stated earlier, the camber and mass data were pooled and considered as repetitions of the same conditions.

## Statistics

For each DoF, Intra- and inter-participant kinematics variability was assessed by computing, the mean standard deviation of all trials per participant. All trials of all participants were pooled for the integral values.

Due to the repeated measures scheme derived from pooling the shape and mass configurations and due to the large discrepancies between intra- and inter-participant kinematics variability, linear mixed models were used to compare experimental conditions. Overall, seven linear mixed models (one for each DoF) were constructed using the open-source statistical analysis software JASP (Version 0.14, University of Amsterdam) to investigate the effects of



the conditions on the normalized integral. The fixed effect variables were the *tempi* (120 vs. 60 bmp), the bow strokes (*legato* vs. *spiccato*), and the strings played (low strings vs. high strings). The random effects grouping factors were the participants. The alpha threshold was set to 0.05 and Bonferroni corrections were used for the post-hoc analyses. The methods used for the kinematic data analyses and the statistics were chosen after discussions with expert groups in each field.

## Results

Intra-participant kinematics variability was about three times lower than inter-participant kinematics variability (Table 3.2). Moreover, each participant showed distinctive patterns of movement in each condition (Figure 3.4).

**Table 3.2** – Mean intra-participant variability and inter-participant variability for all DoF

Joint	DoF	Mean intra-participant variability (°)	Inter-participant variability (°)
Shoulder	Elevation plane	5.3	15.4
Shoulder	Elevation	2.8	9.2
Shoulder	Axial rotation	2.8	11.4
Elbow	Flexion	4.2	12.2
Elbow	Supination	4.0	14.7
Wrist	Wrist flexion	5.7	16.4
Wrist	Ulnar deviation	4.5	12.3
Mean		4.2	13.1

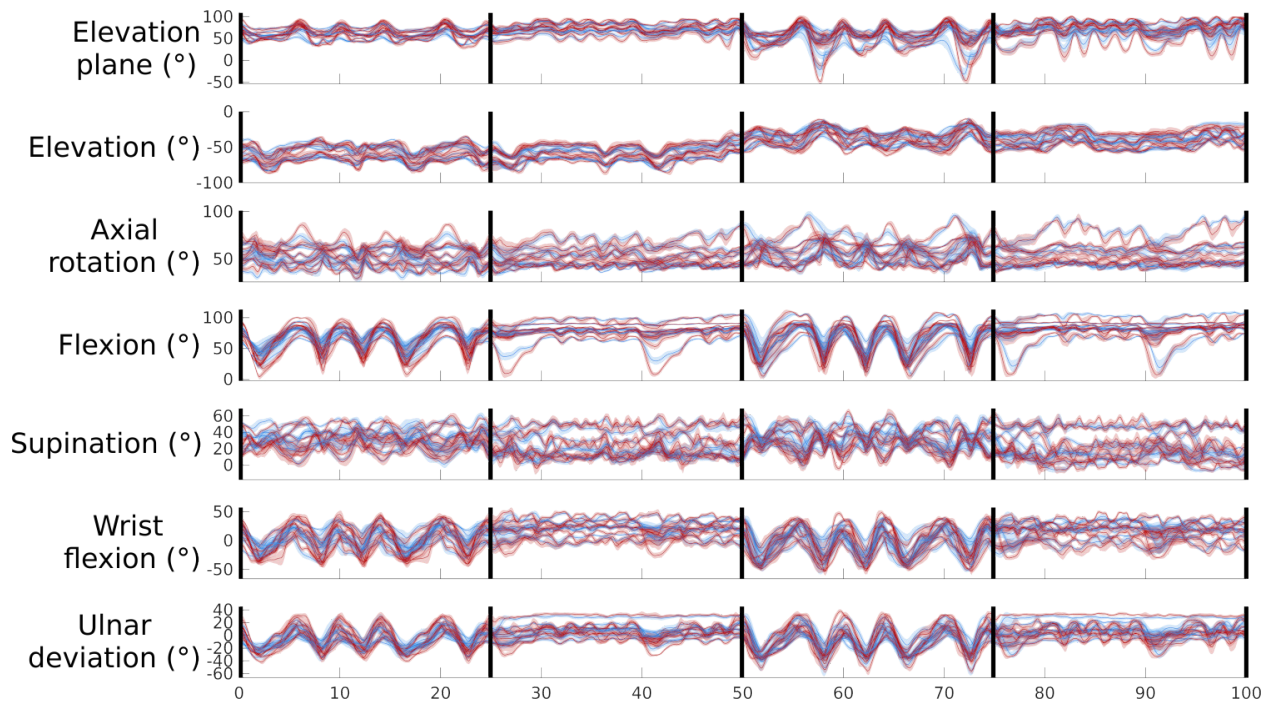
The linear mixed models did not reveal any triple interactions for any DoF. Significant double interactions were found between string played and bow stroke for elevation plane ( $p = 0.021$ ), elevation ( $p < 0.001$ ), and supination ( $p = 0.008$ ). Main effects revealed that velocity had no significant effect on any DoF. In contrast, string played and bow stroke had a significant effect on several DoF (Figure 3.5).

## Discussion

The goal of this study was to provide experimental evidence regarding the bow-side kinematics of violinists. The main findings were : 1) the distinctive nature of violinists' kinematics strategy and 2) a significant effect of string played and bow stroke on joint kinematics. The first hypothesis was that the performance variables (bow stroke, *tempo* and string played) would have an effect on the joint kinematics. This was true for all but one variable (the *tempo*). The second hypothesis was that the intra- and inter- kinematics variability would remain in a range that allows for randomized control group research designs.







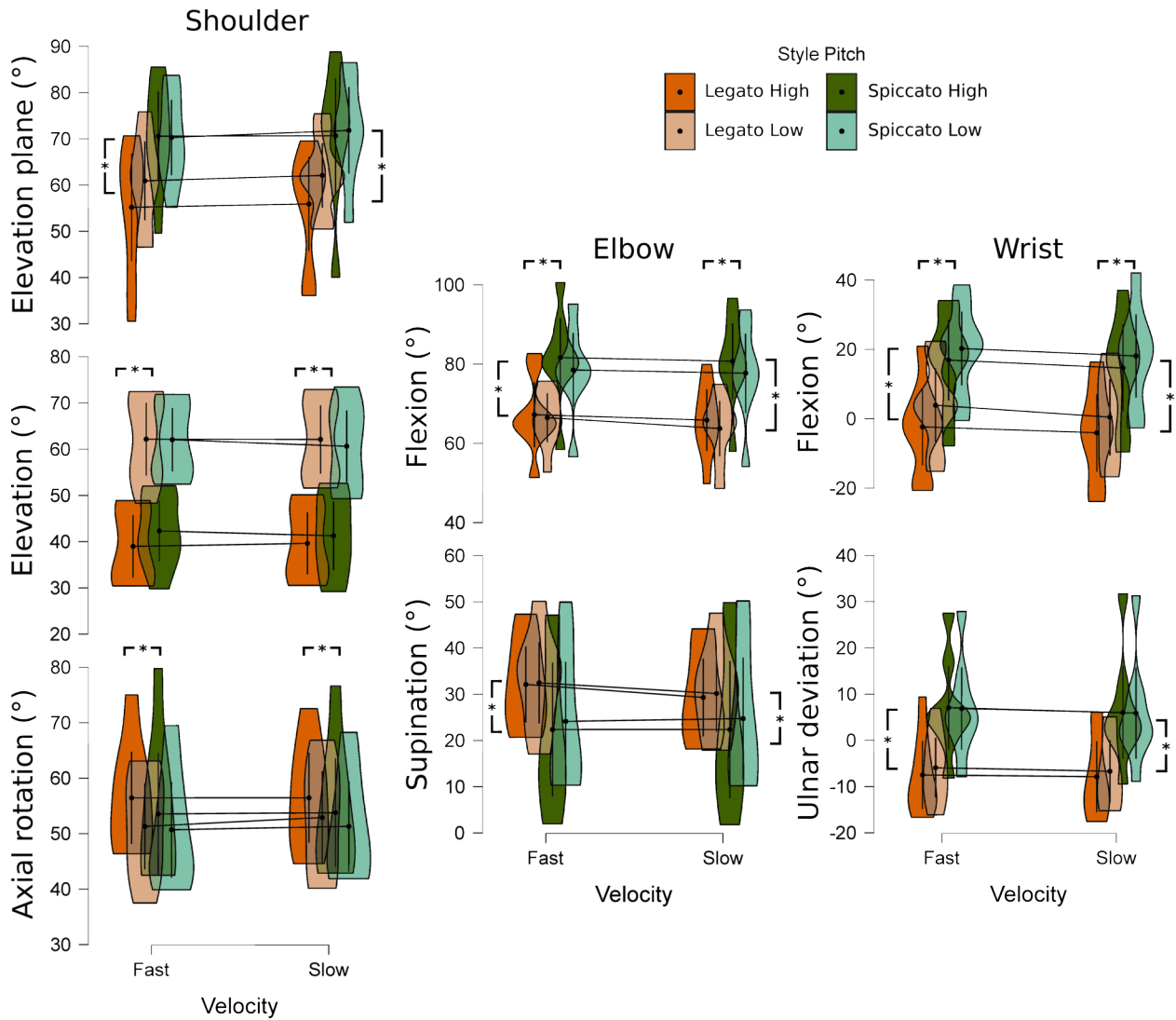
**Figure 3.4** – Normalized joint-angle time history for all DoF. The vertical bar delimits the conditions of the piece. Section one (0 – 25%), two (25 – 50%), three (50 – 75%), four (75 – 100%) are *legato* low strings, *spiccato* low strings, *legato* high strings, *spiccato* high strings, respectively.

While this was the case for the intra-participant variability, it was not for the inter-participant variability.

## Distinctive joint kinematics strategy

Analysis of individual participants' joint kinematics reveals a pattern followed for each condition by eight out of the nine participants. This means that individual musicians have their own strategies, playing a specific note on a given string at a given velocity using a given bow stroke. While this remains a qualitative analysis of the results, it is supported by the low intra-participant kinematics variability (about  $4^\circ$ ) compared to the high inter-participant kinematics variability (about  $13^\circ$ ) observed at each joint. As a reminder, this low intra-participant variability was obtained from trials originally designed to induce kinematics variability by changing the shape and the weight of the bow. Major intra-participant variability was found regarding the musicians' appreciation of the bows (Tomezzoli *et al.*, 2020), suggesting that they actually physically felt the difference between conditions. However, a rather small effect, if any, was observed on their kinematics strategy. Ancillao *et al.* (2017) presented a method of acquiring quantitative kinematics data on violinists that was only validated on a single participant. In the light of our results, we suggest that their method should





**Figure 3.5** – Violin plots of normalized integral of each condition for each DoF. The size of the violin-shaped blobs represents the data sparsity between participants, i.e., wider boxes show low inter-participant kinematics variability, while longer boxes show greater inter-participant variability. Shades of orange and green represent *legato* and *spiccato* bow strokes respectively, while shade strength represents the string played, dark for high strings and light for low strings. The vertical starred bars represent significant differences between bow strokes whereas the horizontal starred bars represent significant differences between strings played.

be validated on more participants to enable more generalizable conclusions to be drawn. A single participant is likely to have a specific strategy that applies only to that individual.

Our study does not permit us to conclude on the origin of these distinctive patterns. One hypothesis is that the participants in this study may be representative of multiple schools of instrumental technique. Teacher-student relationships can last a long time in music, and students later become teachers, which means that geographical clusters of technique are likely



to emerge. As our violinist cohort came mainly from the Université de Montréal and from Montréal's professional orchestras, which attract musicians from all over the world, their formal educational backgrounds probably involved different clusters of teachers. To validate (or refute) this hypothesis, future studies will need to compare the inter-participant kinematics variability of violinists from the same and from different schools. Another hypothesis is that morphology restricts the choice of strategies on joint kinematics (or strategies the violinist might want to use) if sound quality is to be maintained. This could explain why there was little kinematics variability in conditions that should have fostered it (through modifications to bow shape and mass throughout the experiment). These kinematics restrictions could be problematic in the long term, since repeated movements have been shown to be a major risk factor for overuse syndromes such as tendinitis (Giffin et Stanish, 1993).

In any case, to cover most of the techniques and provide findings generalizable to the violinist community at large, our results suggest that a significant number of musicians need to be included in kinematics studies. Moreover, based on the technique cluster hypothesis, reporting participants' principal music school could help provide objective data for future meta-analyses in the field. Finally, to account for the variability of inter-participant kinematics, the experimental design should have participants serve as their own control, for instance, by using repeated measures statistics.

## Velocity, string played, and bow stroke

The effects of velocity, string played, and bow stroke were not consistent across joint angles. The condition that affected the shoulder most was the string played, while the bow stroke affected the elbow and the wrist most. This indicates that multiple bow strokes and strings should be tested in each experiment. In previous studies, authors tended to report kinematics while playing a single *legato* stroke (Turner-Stokes et Reid, 1999; Shan et Visentin, 2003). Our results suggest that assessing single *legato* strokes only reveals part of the picture, since elbow and wrist joints are highly sensitive to the bow stroke. Thus, changing the stroke can be expected to drastically affect elbow and wrist joint angles. The importance of testing multiple strings is consistent with findings from the study by Mann *et al.* (2021). These latter researchers concluded that multiple-string scales can be used to estimate muscle activity during violin playing (i.e., that scales on multiple strings are preferable to single-string scales when testing the bow side of violinists).

Due to the closed kinematic chain created by the contact between the violin and the bow, the DoFs can be expected to interact in terms of joint angles. For instance, if during a down-bow the elbow is extended, this is expected to create an outward rotation of the bow (i.e., pointing the bow forward, away from the player). This must be prevented, because the bow must be kept at a 90° angle to the violin and must as far as possible remain at a fixed point on the strings (for instance near the bridge\*). To do so, the wrist will extend



and the arm will horizontally flex forward. Thus, music-related variables suggest complex interactions between the joints of the upper limb. This is supported by the fact that all the DoF are sensitive to the bow stroke. Unfortunately, the range of cases that can arise from DoF interactions is too great to list them all. We therefore suggest that any joint kinematics study on violinists needs to explore the relevant DoF interdependencies.

The *tempo* did not show any main effects on any of the joints. This contrasts with Shan *et al.* (2007), who reported significant differences in kinematics while playing at different *tempi*. These contrasting results may be explained by the fact that bow velocity is not completely independent of the bow stroke. For instance, increasing the *tempo* should, at some point, force a shortening of the length of the bow used, effectively changing the bow stroke. The fastest condition in our study may still have been too slow to create this effect. In line with our results, we suggest that *tempo* conditions are not required for bow-side kinematics studies as long as a sufficient variety of bow strokes are tested. However, any study addressing joint velocities or accelerations will definitely require a *tempo* condition.

To summarize, in bow-side joint kinematics studies on violinists that focus exclusively on humeral attitude, changing the string played should cover most of the variability. On the other hand, if it is the kinematics of the whole upper limb that are being explored, then researchers should design their experiments to include different bow strokes. In all cases, joint interdependencies should be reported and discussed.

Based on the findings from this study, recommendations for experimental design are proposed, as summarized in Table 3.3. These recommendations could improve the comparability of research on bowing arm biomechanics in violinists.

## Limitations

There are several limitations to this study. First, it was performed on a convenience sample of a small number of participants. Second, this study used data from a larger study that was not primarily designed to evaluate the sensitivity of the conditions presented here. The larger study was aimed at evaluating sensitivity to a material change that was expected to increase variability in joint kinematics. The results showed a small effect of these material changes on joint kinematics, except for one participant, whose large kinematics differences suggest an actual effect generated by the bow modifications. It could therefore be hypothesized that there was a small but barely noticeable effect on all participants. This would mean that the confidence intervals for the joint kinematics in the present study are larger than those expected in normal conditions (i.e., this study is a worst-case scenario for kinematics variability). This effectively reduces the statistical power of the study, making it more conservative, which in turn should increase confidence in the significance of the results and the conclusions. On the other hand, a more appropriate design might have yielded more significant results that could have led to other conclusions.



Additionally, for the larger study, electromyography from indwelling EMG electrodes was acquired for three or four muscles (subject to the participant agreeing to this procedure). Even though no participants reported pain associated with these electrodes, about half reported feeling the electrodes throughout the data collection. These participants seemed more likely to rotate their shoulder between trials to relieve discomfort (not documented, simply informally discussed with the experimenters). The presence of the electrodes may have changed their kinematics pattern while playing. If so, however, it seems to have changed it consistently for each participant. The conclusions of the paper are therefore unlikely to have been affected by this.

Another limitation of the study was that only two bow strokes were tested, namely *legato* and *spiccato*. However, our own conclusions point to the need to include different bow strokes in a kinematics study on violinists. Other bow strokes in the violinist's toolbox include *ricochet*\*, *sautillé*\* or *tremolo*\*. These techniques may or may not affect joint kinematics. Our study did not allow us to conclude which bow strokes were (or were not) relevant. However, there are too many bow strokes to realistically expect any study to cover enough of them to be generalizable. One solution could be to choose a reference bow stroke and compare other bow strokes to it. An obvious choice is the *legato*, a stroke that uses most of the bow, does not involve any large accelerations, is one of the first bow strokes violinists learn, and seems to be used as a primary stroke (Turner-Stokes et Reid, 1999; Shan et Visentin, 2003).

## Conclusion and recommendations

This study highlighted issues of variability in the analysis of joint kinematics of the bowing arm in violinists. The recommendations for standardizing methodology and data analyses generated from these findings could be integrated into future research to help reduce variability in results and increase the generalizability of conclusions.

## Acknowledgment

Many thanks to all the people who helped with data collection and data processing, namely Annie Le Blanc, Marie-Li Dion Parenteau and Marilou Bisson. We are also grateful to the online reviewer *snowespa* for his assistance during the writing of the paper. Finally, a huge thank-you to bow maker Éric Gagné for his enthusiastic support and help throughout the process.

## Declaration of interest statement

No potential conflict of interest was reported by the authors.

## Glossary



**Table 3.3** – Recommendations when designing a bow-side joint kinematics study on violinists

Participants	Joint kinematics strategies are distinctive. Reporting the schools where participants studied is recommended to identify technique clusters.
Research Design	Due to the highly distinctive joint kinematics of the bowing arm, repeated measures experimental designs are recommended, with each participant serving as their own control.
Speed of play	Unless it affects bow stroking, playing speed does not seem to have much of an impact on joint kinematics (excluding joint velocity and acceleration studies). Therefore, a single velocity could be tested.
String played	The string played affects all the joints. Therefore, studies should test different strings, especially for arm elevation studies, where the effect is greatest.
Bow stroke	The bow stroke affects the whole upper limb, particularly the most lateral segments. Thus, it is essential to compare and contrast different bow strokes. Using a reference bow stroke such as the <i>legato</i> is recommended for ease of comparison between studies.
Analysis	Due to the closed kinematic chain inherent to violin playing, degrees of freedom are interdependent. This dependency should be appropriately addressed statistically.

In order to help the readers without biomechanical backgrounds, the following glossary of biomechanics terminology used in this paper is provided :

**Table 3.4** – Glossary of biomechanical terminology

Acromioclavicular joint	The junction between the acromion of the scapula and the clavicle.
Closed-kinematic chain	Kinematic chain that loops, that is at least one of the nodes of the chain being a common parent.
Degrees of freedom (DoF)	Movement allowed between two segments of a kinematic chain. In three dimensions, there are at most three translations and three rotations.
Glenohumeral joint	The junction between the scapula and the humerus.
Kinematic chain	An assembly of rigid bodies connected by joints to provide constrained motion. The following body in the chain is call the child segment, while the previous segment is the parent segment.
Thoracohumeral joint	A pseudo-joint that represents a junction between the thorax and the humerus, effectively ignoring the clavicle and the scapula.





In order to help the readers without musical backgrounds, the following glossary of musical terminology used in this paper is provided :

**Table 3.5** – Glossary of musical terminology

Bar	Segment of time corresponding to a specific number of beats. The full collection of bars makes a score, i.e., a musical piece.
Bow stroke	A specific way to use the bow to produce a specific type of style of play (for instance <i>legato</i> or <i>spiccato</i> ).
Bridge	A piece of wood that supports the strings on the violin.
Camber	The upward curvature of the bow along its long axis.
Down bow	A bow stroke which consists of moving the contact point of the bow with the violin from the frog towards the tip, effectively playing sound.
Fingering	The left-hand fingers sequence used to play a set of notes.
Frog	The end of a bow near the hand.
<i>Legato</i>	A long and continuous movement combined with a smooth transition that targets to remove all the silence between the current and the next note.
Nuance	The loudness of the play.
Piano	A soft nuance usually resulting in a calm sound.
<i>Ricochet</i>	An advance bow stroke that targets to bounces the bow rapidly and multiple times in a single down or up-bow*.
<i>Sautillé</i>	A bow stroke that targets to bounces the bow rapidly. It resembles the <i>spiccato</i> , but is usually faster.
Score	The written version of music.
<i>Spiccato</i>	A short movement with a lift of the bow between notes making a silence between the current and the next note.
<i>Tempo</i>	The speed of play. It is usually reported in beats-per-minute (noted bpm).
Tip	The end of the bow far from the hand.
<i>Tremolo</i>	A bow stroke consisting of very fast, small and repeated changes of direction. This is usually done piano* at the tip of the bow.
Up bow	A bow stroke which consists of moving the contact point of the bow with the violin from the tip towards the frog, effectively playing sound.

## 3.2. Conclusions de l'étude 1

L'objectif de la première étude était d'étudier la variabilité cinématique du mouvement violonistique (soit, les sous-objectifs spécifiques de thèse **S.1.1** et **S.1.2**) et de proposer un cadre de recherche pour les études futures dans ce domaine (sous-objectif spécifique **S.1.3**). La principale observation de l'étude est une très faible variabilité cinématique intra-participant, mais d'une grande variabilité cinématique inter-participant chez les violonistes possédant plus d'une dizaine d'année d'expérience. Les conclusions de l'article sont 1) la limitation sur le type de recherche qu'il est possible d'effectuer chez les violonistes, en plus



de proposer 2) des lignes de conduite qui permettent de composer un corpus de recherche plus cohérent à travers les études.

Concernant le premier point, je rappelle ici l'essentiel de l'argumentaire, pour ensuite les recontextualiser par rapport à la thèse. La variabilité cinématique inter-participant, d'environ 13°, est telle qu'elle rend à toute fin pratique invalides les études par comparaison de groupes tests indépendants. Il demeure cependant possible, en vertu de la faible variabilité intra-participant qui est trois fois moindre, d'utiliser des devis à mesures répétées ou de cohorte. Un principal problème demeure cependant avec ce type de recherche. La répétabilité intra-participant suggère, en effet, que la méthode de jeu, suite à plusieurs années (souvent plus de 15) de travail quotidien, est incarnée<sup>3</sup> chez un·e musicien·ne donné·e. Ceci rend potentiellement difficile, dans le laps de temps requis d'une collecte de données, l'apprentissage d'une nouvelle technique de jeu pour, par exemple, étudier sous le format de mesures répétées les effets de cette nouvelle technique comparée à une ancienne.

### 3.2.1. La personnalisation avant la généralisation

La large variabilité cinématique inter-participant observée dans cette étude est en fait le reflet des différences de stratégies de cinématique articulaire d'un·e participant·e à l'autre. C'est-à-dire que de tous les participant·e·s testé·e·s, aucune paire de participant·e·s qui réalisent toutes les conditions de la même façon n'a pu être formée. Pour être plus clair, il existe effectivement, de façon localisée (soit à une condition spécifique donnée<sup>4</sup>), des paires de participant·e·s qui ont une stratégie similaire, mais ces paires se défont (alors que d'autres se forment) lorsque la condition de test change. Aussi, il ne semble pas y avoir de facteurs prédictifs qui définissent ces paires. Il est à noter que cette conclusion contraste avec l'étude de Rasamimanana *et al.* (2006) qui avait obtenu une bonne correspondance cinématique entre les violonistes qu'ils avaient testés. Le faible nombre de participant·e·s de cette étude<sup>5</sup>, mais surtout l'analyse par moyenne K — qui ne demande pas une correspondance parfaite, mais plutôt des similitudes sur les composantes — peuvent expliquer cette différence. Ce que l'impossibilité de former des paires de stratégies cinématiques suggère, c'est qu'il n'est essentiellement pas envisageable de généraliser les conclusions d'une étude à l'ensemble de la population musicienne. La raison est qu'il n'est pas possible de prédire *à priori* la stratégie cinématique qu'un·e musicien·ne adoptera dans une situation donnée. Une approche qui propose des recommandations personnalisées doit alors être envisagée.

---

3. Le terme anglais *to embody* — qui peut être traduit à la fois par incarné, ancré et enraciné — représente légèrement mieux l'essence de mon propos ici.

4. Pour rappel, les conditions de l'étude sont 1) la corde jouée, 2) le style de jeu et 3) la vitesse de jeu.

5. Le nombre de participant·e·s n'est en fait pas rapporté dans l'article, mais il est mentionné dans sa thèse, au moment de faire la présentation de l'article, que ce nombre a volontairement été conservé faible (Rasamimanana, 2008).





Une approche personnalisée n'a de sens que dans le cas d'une faible variabilité cinématique ; en d'autres mots, que l'on sache prédire, à partir d'un petit ensemble de données<sup>6</sup>, la stratégie cinématique qu'un·e violoniste adoptera lorsqu'iel est mis·e dans une condition de jeu donnée. C'est ce qui a été observé, pour toutes les articulations du membre supérieur dans notre étude. Bien que cela permette des approches personnalisées, ceci est en fait étonnant. En effet, avec l'expertise, une augmentation de la variabilité motrice des membres proximaux est attendue (Rosenblatt *et al.*, 2014) (voir bonne variabilité à la Section 1.1.4). En ce sens, l'augmentation de la variabilité motrice a d'ailleurs été observée chez les violoncellistes dans une étude antérieure (Winold et Thelen, 1994). Vu le caractère étonnant de l'observation d'une faible variabilité cinématique, il est possible que cette observation ne soit que conjoncturelle pour notre cohorte. Un point cependant en faveur de la réalité de cette observation est que, si l'on accepte l'hypothèse qu'une utilisation similaire et répétée de la même musculature augmente le risque de blessures à long terme, ceci est cohérent avec l'incidence élevée des blessures d'usure chez les violonistes (Zaza *et al.*, 1998). Ceci expliquerait également la différence d'incidence de blessures plus faible avec les violoncellistes (puisqu'ils auraient une « bonne variabilité » plus grande).

À supposer que cette faible variabilité cinématique est bel et bien réelle, la cause demeure inconnue ; j'en propose deux probables. Une première hypothèse, du côté du contrôle moteur, pourrait être la recherche d'une constance maximale dans la stratégie cinématique afin de contrôler au maximum la qualité sonore. La différence avec le violoncelle, dans ce contexte, pourrait s'expliquer par la nervosité du violon<sup>7</sup>, le rendant moins permissif que son homologue. Une deuxième hypothèse pourrait être une importante limitation de l'ajustement cinématique permise par le violon — soit l'espace nul (voir Section 1.1.4) — due à la géométrie de l'instrument dans une situation de boucle fermée. En effet, à l'intérieur de la boucle fermée, le concept de segment proximal et distal perd de son sens, en plus de limiter l'action possible dû à l'effet rétroactif du mouvement d'un membre. La différence avec le violoncelle viendrait alors du fait que la fermeture de boucle est moins stricte qu'au violon puisque l'instrument n'est pas sécurisé au cou, permettant un plus grand espace de mouvement. Enfin, sachant que le violon a une dimension fixe et standardisée, il est probable que la morphologie de l'instrumentiste contraigne de façon particulière l'espace de mouvement de chacun. Notre étude n'avait cependant pas suffisamment de participant·e·s pour valider ou invalider cette hypothèse. L'étude de la caractérisation de l'espace nul, qui s'intéresse

---

6. La différence avec le cas précédent est subtile, mais importante. Dans le premier, il est possible de classer les instrumentistes de façon populationnelle et donc de proposer un ensemble fini de stratégies. Dans le second, il est nécessaire de collecter des données individuelles pour caractériser le ou la musicienne, et par la suite proposer des recommandations qui ne s'appliqueront qu'à cette personne.

7. En musique, la nervosité d'un instrument est sa réactivité par rapport aux actions de l'instrumentiste : un instrument dit nerveux est un instrument qui réagira très rapidement. De façon générale, plus un instrument est petit et dans le domaine sonore aigu, plus il est nerveux.



également à l'effet de la morphologie, est une avenue de recherche intéressante (Stanev et Moustakas, 2019).

Bien qu'une approche personnalisée soit nécessaire, ces approches sont difficiles à communiquer<sup>8</sup> et à mettre en place puisqu'elles nécessitent souvent des méthodes par rétroaction (mieux connues sous le terme de *feedback*) longues et coûteuses. Une solution plus large existe peut-être, soit celle de s'intéresser aux philosophies de mouvements plutôt qu'aux mouvements eux-mêmes. Ce que cela peut signifier est, par exemple, d'analyser l'évolution et les patrons d'évolution des variables biomécaniques plutôt que leurs valeurs précises. Des initiatives sur les contributions articulaires (Verdugo *et al.*, 2020), l'analyse des séquences d'articulation (Verdugo *et al.*, 2020) et l'utilisation de statistiques par moyenne K (Rasamimanana *et al.*, 2006) s'inscrivent dans cette idée. Cette approche pourrait ainsi permettre de masquer certaines spécificités des instrumentistes, ce qui mettrait en lumière des stratégies populationnelles qui ne sont pas actuellement évidentes à discerner. Mon hypothèse est qu'une telle approche se concentrerait alors sur les contraintes imposées par l'aspect artistique du geste musical, qui lui est essentiellement le même pour tous·tes, indépendamment du morphotype du ou de la musicien·ne.

### 3.2.2. La simulation, une option de recherche complémentaire

Les problématiques énoncées jusqu'à maintenant — soit la difficulté d'apprentissage de nouvelles techniques, la caractérisation de l'espace nul et l'effet inconnu des morphotypes — peuvent toutes être étudiées par l'utilisation de la simulation et la simulation prédictive. Premièrement, il n'y a pas de limite aux morphotypes qui peuvent être testés dans un environnement virtuel. En fait, il est même possible de tester un ensemble contrôlé de morphotypes sans la difficulté de recrutement associée à ce type d'étude dans le monde réel. Cela rend possible, relativement simplement, la caractérisation de l'espace nul, ou, à tout le moins, d'établir si celui-ci est dépendant de la morphologie des instrumentistes. De façon similaire, il est possible d'imposer des techniques de jeu qui n'ont pas à être apprises par l'algorithme, contrairement à ce type d'étude chez l'humain. En fait, selon les algorithmes choisis, il est même possible de générer de nouvelles techniques jamais utilisées auparavant. L'intérêt est que ces nouvelles idées peuvent par la suite être testées dans le monde réel (avec des études à mesures répétées, tel que suggéré par notre première étude), mais avec l'avantage de savoir *a priori* que ces nouvelles idées ont un fort potentiel dans le domaine d'intérêt. Ainsi, sans remplacer les études *in vivo*, les études *in silico* ont le potentiel de permettre d'étudier des phénomènes qui seraient trop compliqués à étudier autrement, en plus de permettre des économies de temps dans des champs de recherche vastes comme celui de la musique.

---

8. Le problème de la communication vient du fait que, puisqu'il n'est pas possible de généraliser les conclusions, il est difficile de proposer des lignes de conduite simples à suivre.



La difficulté inhérente à la simulation prédictive n'est cependant pas à minimiser, tel que discuté dans la Section 1.3. Malgré tout, les avantages potentiels sont grands et une telle approche mérite d'être explorée. Le chapitre suivant met en place les éléments nécessaires à la simulation du geste violonistique par un avatar-musicien fatigable.



# Chapitre 4

---

## Étude 2 : Faisabilité de l'étude d'un mouvement fatiguant en simulation prédictive

La synthèse de mouvement en biomécanique est un sujet complexe à traiter. On peut cependant décortiquer ce problème en plusieurs briques sur lesquelles bâtir le problème global. Il est possible, par exemple, de synthétiser un geste intermédiaire en ignorant la partie musculaire ou en réduisant la durée du mouvement total. L'étude de la faisabilité de la synthèse d'un mouvement à long terme, dans un contexte de faible intensité, constitue l'objectif spécifique **S.2**.

Plus particulièrement, une des portions qui n'a, à ma connaissance, jamais été étudiée dans le cadre de la simulation prédictive est la synthèse d'un mouvement optimal avec accumulation de fatigue au cours de temps. Plusieurs écueils sont à prévoir. Il y a premièrement le choix même du modèle de fatigue dont aucun ne semble réellement adapté à la commande optimale (voir Section 1.2.6 pour la revue sur la fatigue en biomécanique). Le modèle par contrôle à trois compartiments ( $3_{CC}$ ) de Xia et Frey Law (2008), bien que prometteur, demeure inutilisable comme tel et doit donc être augmenté. Pour rappel, il y a premièrement le fait qu'il est nécessaire de stabiliser les équations d'évolution des bassins pour assurer que la somme ne dérive pas de 100% lorsqu'elles sont intégrées sur une très longue période (sous-objectif spécifique **S.2.1**). Ensuite, puisque la fatigue converge vers un niveau donné pour une activation cible ( $TL$ ) donnée — au lieu de s'accumuler —, les faibles activations peuvent être maintenues indéfiniment. Ceci n'est évidemment pas ce qui est observé chez les violonistes. Il est donc nécessaire d'ajouter un bassin d'accumulation de fatigue (sous-objectif spécifique **S.2.2**). Finalement, une fois ces modifications réalisées, il est probable que le nombre élevé de variables d'optimisation rende le problème impossible à résoudre dans un temps raisonnable. L'étude de la faisabilité de la synthèse de mouvement avec ce nouveau modèle est donc le dernier sous-objectif spécifique **S.2.3**.

Le présent chapitre présente le processus de développement qui a mené aux choix des modèles de fatigue qui me semblent les mieux adaptés à la commande optimale en biomécanique.



Puisqu'il s'agit d'un processus incrémentiel, je présente et commente les trois sous-objectifs par de petites études de simulation (non publiées) qui bâtissent sur les connaissances acquises par les précédentes.

## 4.1. Adaptation du modèle de fatigue de contrôle à trois compartiments pour la commande optimale

Deux études (**E4.1** et **E4.2**) sont présentées dans cette section. L'objectif combiné de ces études est de proposer un modèle de fatigue plus adapté à la commande optimale, autant en terme de fidélité de résultats, que de temps de calcul.

### 4.1.1. Méthode générale

La méthode des deux études est essentiellement la même. Je présente leurs points communs ici ; les spécificités de chacune seront, quant à elles, détaillées dans leur section de méthode respective.

La dynamique de quatre modèles de fatigue d'intérêt est intégrée par l'intégrateur numérique *Runge-Kutta 45* (RK45) de Scipy (version 1.7.3). Les modèles dynamiques — tous implémentés dans Bioptim (version 2.2.0) et détaillés dans les sections suivantes de ce chapitre — sont  $3_{CC}$ ,  $3_{CC}$  stabilisé ( $3S_{CC}$ ), à quatre compartiments ( $4_{CC}$ ) et de perception de l'effort ( $P_E$ ). Pour les valeurs applicables à un modèle donné, hormis indications contraires, les valeurs par défaut pour la paramétrisation des différents modèles sont les suivantes :  $LD = 100$ ,  $LR = 100$ ,  $F = 0.005$ ,  $R = 0.005$ ,  $r = 1$ ,  $S = 10$ ,  $E = 0.1$  et  $E_{seuil} = 0.2$ . Les cinq premières sont des facteurs du modèle  $3_{CC}$  dont les équations sont rappelées dans la section suivante ;  $S$  est un facteur de stabilisation et sera présenté avec l'étude **E4.1** ; finalement  $E$  et  $E_{seuil}$  sont respectivement les facteurs de développement de l'effort et le seuil de fatigue et seront présentés avec le modèle  $4_{CC}$  de l'étude **E4.2**. Afin de montrer les effets de chaque problématique et solution, la commande cible ( $TL$ ), le temps d'intégration ( $t_f$ ) et l'état initial ( $x_0$ ) sont déterminés par les besoins de chacune des études et sont donc présentés dans leur section respective. Tous les résultats de ce chapitre ont été obtenus avec un ordinateur *ASUS* avec un processeur *AMD Ryzen 9 5950x 16 coeurs* et *32 Go* de mémoire vive, sous le système d'exploitation *Ubuntu 20.04.3 LTS*.

Selon les études, les variables dépendantes sont la RMSE entre les valeurs intégrées pour chaque modèle ainsi que le temps normalisé mis pour l'intégration. La RMSE est calculée par la formule suivante :

$$RMSE = \sqrt{\frac{\sum_{n=0}^N (v_n - u_n)^2}{T}}$$

où  $N$  est le nombre d'instantants sur tout l'essai et est établi à 10 000 points, et  $v_n$  et  $u_n$  sont les réponses intégrées à l'instant  $n$  des deux modèles à comparer. De son côté, le temps



d'intégration est obtenu par une moyenne sur 10 répétitions<sup>1</sup> par la fonction `perf_counter()` du paquet `time` de Python (version 3.9.4). Le temps mis pour l'intégration est normalisé par seconde d'essai afin d'être plus facilement comparable entre les conditions (par exemple, pour un essai intégré sur 100 secondes, le temps de calcul est divisé par 100). Puisque l'algorithme RK45 est un algorithme adaptatif — qui diminue son pas d'intégration lorsque la non linéarité augmente —, le temps d'intégration par seconde reflète la non linéarité moyenne durant l'intégration.

### 4.1.2. Étude E4.1 — Stabilisation des équations du modèle contrôlé par trois compartiments

La première étude (E4.1) concerne la problématique intrinsèque aux équations du modèle contrôlé par trois compartiments (3<sub>CC</sub>) (Xia et Frey Law, 2008; Looft *et al.*, 2018) qui ne possède pas de pôle attractif pour assurer que la somme des bassins tende vers 100%.

4.1.2.1. *Rappel de la problématique.* Afin de guider le ou la lecteur·trice, je rappelle ici rapidement la problématique de la stabilisation du 3<sub>CC</sub> présentée dans la revue de la littérature à la Section 1.2.6.4. Le modèle à 3<sub>CC</sub> a pour objectif de prédire l'augmentation de la fatigue au cours du temps. Il le fait en assimilant les structures fatigables par trois bassins représentant l'état de la structure — soit son niveau d'activité ( $M_A$ ), son niveau de repos ( $M_R$ ) et son niveau de fatigue ( $M_F$ ) — en fonction d'une commande ( $C(t)$ ) qui dépend d'une activation cible normalisée ( $TL = TL_{\text{cible}}/TL_{\text{max}}$ ), avec toutes ces variables comprises entre 0 et 1. De plus, pour que ces équations aient un sens physique, la somme des trois bassins doit être de 100%. Le modèle réalise ceci en balançant les équations de l'évolution des bassins, c'est-à-dire que l'augmentation de l'un est exactement compensée par la diminution d'un autre. Or, ceci n'assure pas réellement que la somme des bassins soit à 100%, mais bien qu'elle demeure constante. Pour fins de référence, je rapporte de nouveau les équations présentées à la Section 1.2.6.3 :

$$\frac{dM_R}{dt} = -C(t) + r \times R \times M_F \quad (4.1.1)$$

$$\frac{dM_A}{dt} = C(t) - F \times M_A \quad (4.1.2)$$

$$\frac{dM_F}{dt} = F \times M_A - R \times M_F \quad (4.1.3)$$

---

1. Le temps d'intégration exact n'est pas vraiment pertinent, mais l'ordre de grandeur l'est, puisque ce temps s'ajoute au temps de résolution de l'OCP. Ainsi, même si 10 est relativement faible, le temps d'intégration est en général assez long (plusieurs secondes) pour donner cet ordre de grandeur.



avec :

$$C(t) = \begin{cases} L_D \times (TL - M_A), & \text{si } M_A < TL \text{ et } M_R > TL - M_A \\ L_D \times M_R, & \text{si } M_A < TL \text{ et } M_R < TL - M_A \\ L_R \times (TL - M_A), & \text{si } M_A \geq TL \end{cases} \quad (4.1.4)$$

où  $F$ ,  $r$  et  $R$  sont des constantes qui déterminent la vitesse de convergence de leur bassin respectif.

L'utilisation de cette modélisation pose deux problèmes en situation de simulation prédictive. Le premier problème, trivialement posé, est que si la somme à l'état initial n'est pas à 100%, alors elle ne le sera jamais. En effet, puisque l'objectif des équations est de conserver une valeur de somme constante, alors la valeur initiale est *de facto* conservée. Ceci n'est généralement pas un problème, mais peut le devenir s'il est impossible de contrôler l'état initial. Le second problème potentiel est l'accumulation d'erreur due à l'intégration numérique. L'intégration numérique a une précision comprise entre la tolérance d'intégration (pour les intégrateurs adaptatifs) et la précision offerte par la représentation du nombre<sup>2</sup>. La conséquence directe de cela est que de petites erreurs d'intégration risquent de s'additionner au fur et à mesure de l'intégration. Même pour des équations légèrement rigides comme celles du modèle à 3<sub>CC</sub>, sur de très longues périodes d'intégration, ceci peut faire dévier la valeur de la somme des bassins. Or, le cas échéant, cette déviation ne sera jamais compensée, car le modèle ne prévoit pas de compensation.

4.1.2.2. *Proposition de modification.* La solution la plus simple à ces deux problèmes est d'ajouter un pôle attractif à un des bassins pour faire tendre la somme du système vers 100%, comme le propose le modèle ci-après nommé modèle contrôlé par trois compartiments stabilisés (3S<sub>CC</sub>). Ainsi, il n'est plus obligatoire de contrôler l'état initial du système, puisque celui-ci tendra, par construction, vers un état cohérent à une vitesse de convergence  $S$  choisie par l'utilisateur. La subtilité est de déterminer le meilleur bassin sur lequel ajouter le terme de stabilisation. Puisque l'accumulation de l'erreur d'intégration est en quelque sorte une perte nette pour le système, conceptualiser cette perte comme de la fatigue (via le bassin de fatigue  $M_F$ ) semble un choix naturel. Le flux des équations fera ensuite percoler cette fatigue virtuelle vers le bassin de repos pour qu'elle puisse être utilisée par le bassin actif.

Ainsi, je propose d'ajouter à la dynamique de  $M_F$  (Équation 4.1.3) une équation différentielle de stabilisation de premier ordre qui fait tendre la somme des bassins vers 100% de la façon suivante :

$$\frac{dM_F}{dt} = \dots + S \times (1 - (M_A + M_R + M_F)) \quad (4.1.5)$$

où  $S$  est la vitesse de convergence de la stabilisation. L'hypothèse est que ce modèle se comportera de façon similaire au modèle de base dans le cas où la somme initiale est bien

2. La représentation la plus commune est le *double* qui correspond à 15 chiffres après la virgule en notation scientifique. Ceci dit, le point important est qu'il n'existe pas de représentation avec une précision infinie.



de 100%, mais y convergera dans le cas contraire. De plus, ce modèle ne devrait pas influencer négativement le temps mis pour intégrer.

4.1.2.3. *Méthode.* Pour cette première étude, tel que décrit ci-après et résumé dans le Tableau 4.1, quatre conditions sont testées<sup>3</sup>. Dans chacune de ces conditions, la commande cible est fixée à  $TL = 80\%$  de l’activation maximale pour toute la durée de l’intégration. La première condition étudie le comportement du modèle stabilisé ( $3S_{CC}$ ). Elle compare l’évolution des bassins intégrés sur  $T = 0.1$  seconde en fonction du paramètre de stabilisation  $S$  avec  $S \in (0, 50, 100, 200)$ . Les états initiaux des bassins  $M_A, M_R, M_F$  sont fixés à 0.0, 0.6 et 0.0, respectivement. Pour les deux conditions suivantes, les modèles  $3_{CC}$  et  $3S_{CC}$  ( $S = 10$ ) sont comparés après avoir été intégrés sur une étendue de  $T = 600$  secondes<sup>4</sup>. La condition deux fixe les bassins initiaux ( $M_A, M_R, M_F$ ) à  $[0.0, 1.0, 0.0]$  ( $\Sigma = 100\%$ ), alors que la condition trois les fixe à  $[0.0, 0.6, 0.0]$  ( $\Sigma = 60\%$ ). Finalement, la quatrième et dernière condition compare le modèle  $3_{CC}$  et  $3S_{CC}$  ( $S = 10$ ) dans le cas où la somme des bassins initiaux débute avec une valeur supérieure à 100%. Le temps d’intégration  $T$  est établi à 0.5 seconde et les bassins sont fixés au départ de l’essai à  $[1.0, 1.0, 0.0]$  ( $\Sigma = 200\%$ ).

**Tableau 4.1** – Paramètres des quatre conditions testées pour l’étude **E4.1**

#	Modèles testés	Temps final (s)	Charge cible $TL$	Valeurs des paramètres $S$	Remplissage initial		
					$M_A$	$M_R$	$M_F$
1	$3S_{CC}$	0.1	80%	0/50/100/200	0.0	0.6	0.0
2	$3S_{CC}/3_{CC}$	600	80%	10	0.0	1.0	0.0
3	$3S_{CC}/3_{CC}$	600	80%	10	0.0	0.6	0.0
4	$3S_{CC}/3_{CC}$	0.5	80%	10	1.0	1.0	0.0

4.1.2.4. *Résultats.* Les résultats de la première condition sont présentés par la Figure 4.1 qui montre l’évolution des bassins du modèle  $3S_{CC}$  au cours du temps. La somme des bassins de tous les modèles débute (par construction) à 60%, puis tend vers 100%. Puisque la valeur de 100% ne peut être atteinte — celle-ci étant une asymptote —, je rapporte les temps de l’essai pour atteindre 95%, soit  $t_{95\%} = (N/A, 0.042, 0.021, 0.010\text{ s})$ , pour les modèles  $S \in (0, 50, 100, 200)$ , respectivement. À ces mêmes  $t_{95\%}$ , leur bassin de fatigue respectif sont tous remplis à 35% (excepté pour la paramétrisation  $S = 0$  qui demeure à 0). À la fin de l’essai ( $t_f = 0.1\text{ s}$ ), la somme des bassins est très légèrement inférieure à 100% pour tous

3. Les codes pour générer les résultats, tableaux et figures de ce chapitre peuvent être obtenus à l’adresse <https://github.com/pariterre/ViolinOptimalControl> avec le *commit* `#b638dd50efc6ed02d42ddef71cd17c9031a5c456` étiqueté *PhD*, dans les dossiers `PhdThesis/FeasibilityStudies/` et `PhdThesis/FeasibilityStudyOCP/`.

4. Soit 10 minutes, ce qui correspond environ au temps attendu avant l’échec dans une tâche de fatigue pour les violonistes (Ziane *et al.*, 2021).



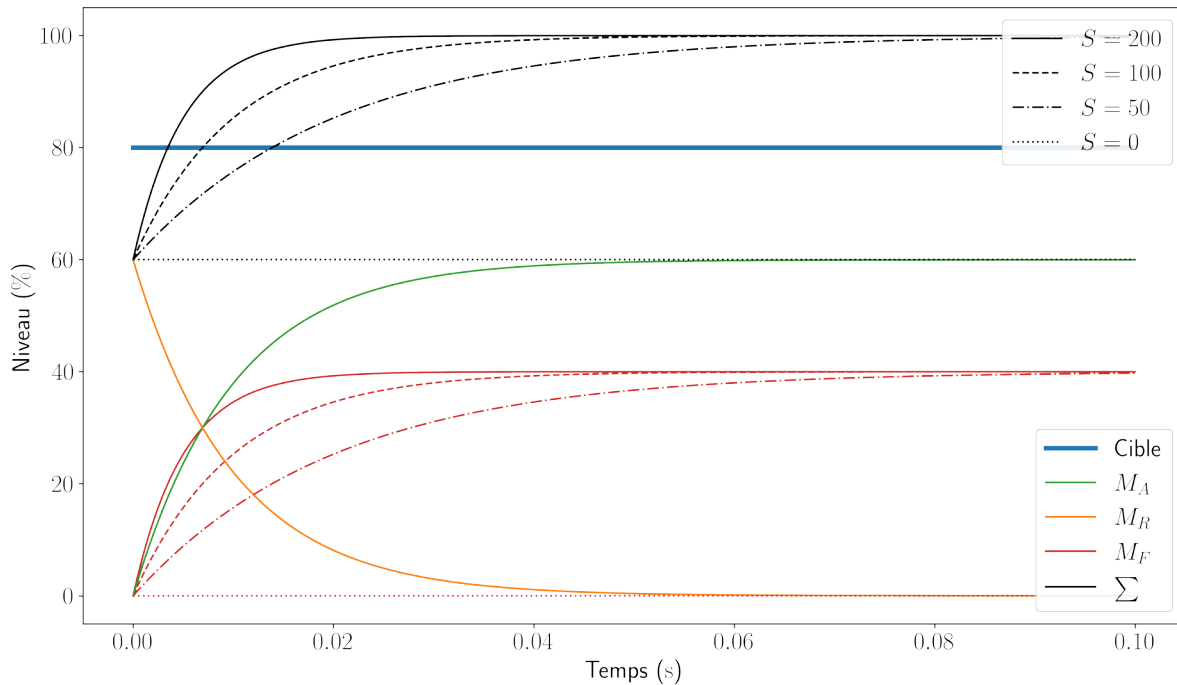


les modèles (encore une fois, sauf pour la paramétrisation  $S = 0$  dont la somme demeure inchangée à 60%).

Les résultats de la seconde condition sont représentés sur la Figure 4.2 qui montre l'évolution des bassins pour les modèles  $3_{CC}$  et  $3S_{CC}$  initialisés avec une somme de leurs bassins égale à 100%. Le temps d'intégration moyen (sur 10 répétitions) par seconde d'intégration des 600 s de 0.007 s (total de 4.2 s), pour les deux modèles. À l'instant final, le bassin de fatigue est identique pour les deux modèles et avoisine les 50%. La RMSE obtenue entre les trois bassins de chaque modèle est inférieure à  $10^{-13}$ .

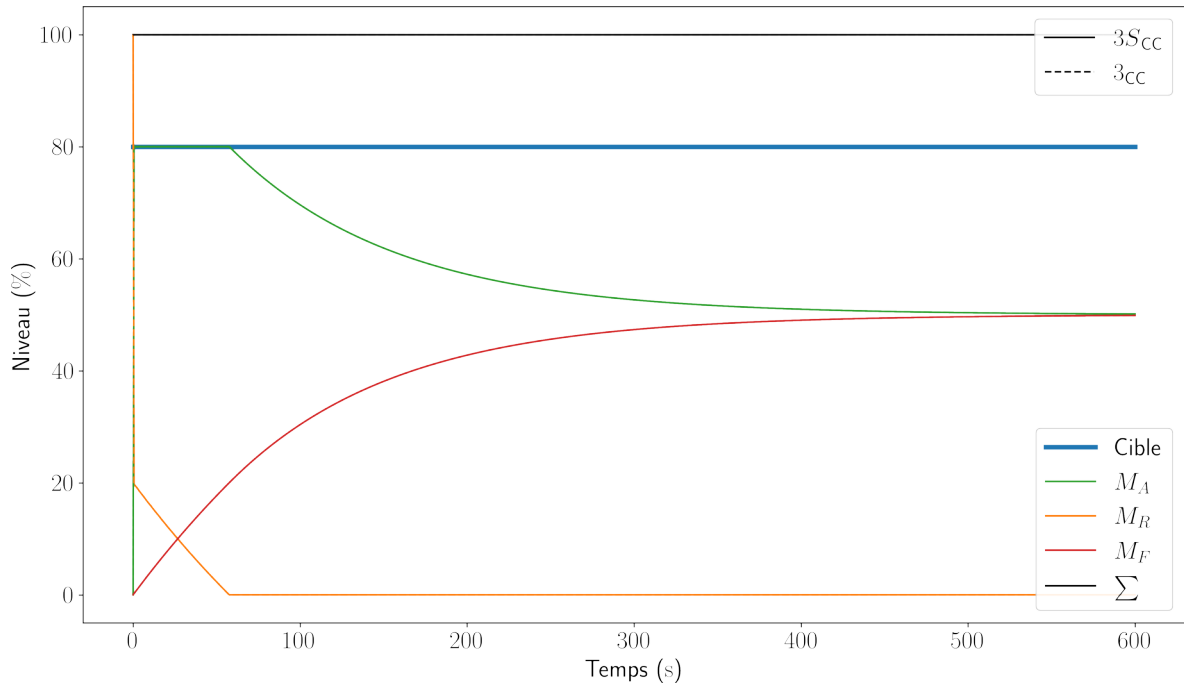
Les résultats de la troisième condition sont consignés sur la Figure 4.3 qui montre l'évolution des bassins pour les modèles  $3_{CC}$  et  $3S_{CC}$  initialisés avec une somme de leurs bassins égale à 60%. Le temps d'intégration moyen (sur 10 répétitions) par seconde d'intégration des 600 s de l'essai est de 0.007 s (total de 4.2 s), pour les deux modèles. À l'instant final, les bassins de fatigue sont de 0.299 et 0.500 pour  $3_{CC}$  et  $3S_{CC}$ , respectivement.

Finalement, pour la dernière condition, le résultat principal, présenté à la Figure 4.4, est que la valeur du bassin de fatigue à la fin de l'essai est de 0.2% pour  $3_{CC}$  et de -98.9% pour  $3S_{CC}$ . Conséquemment, la somme des bassins à la fin est respectivement de 200.0% et 100.6%.

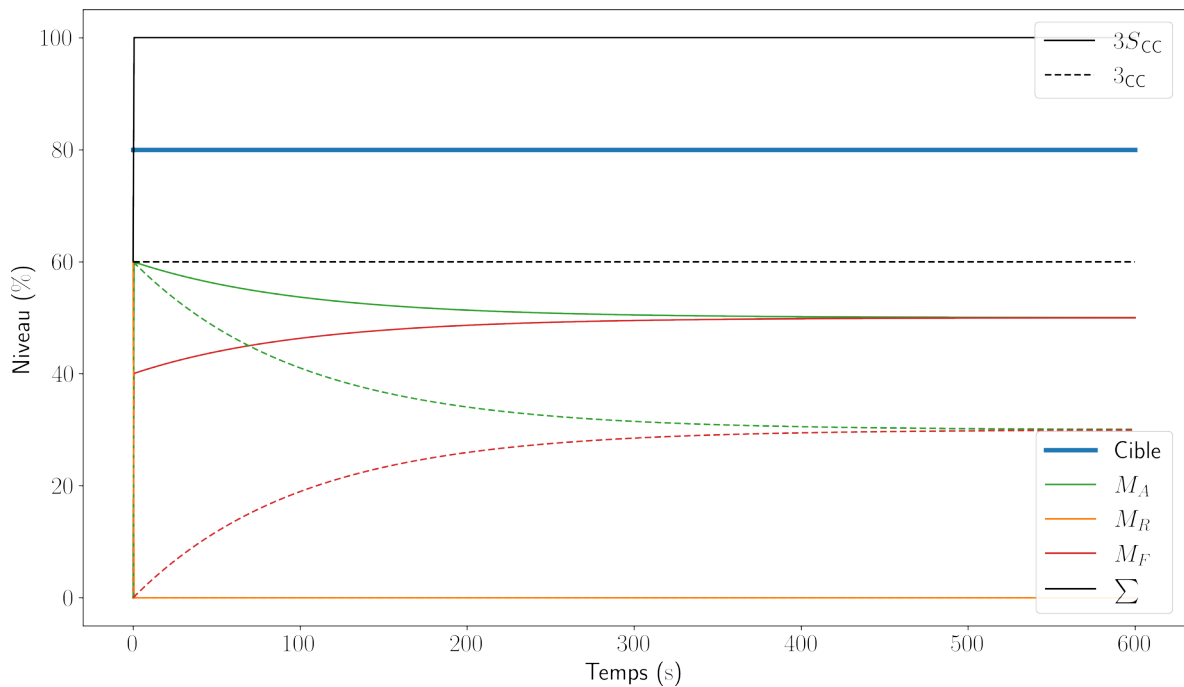


**Figure 4.1** – Remplissage des bassins en fonction du temps du modèle  $3S_{CC}$  pour quatre niveaux de stabilisation avec la somme des états initiaux égale à 60%.



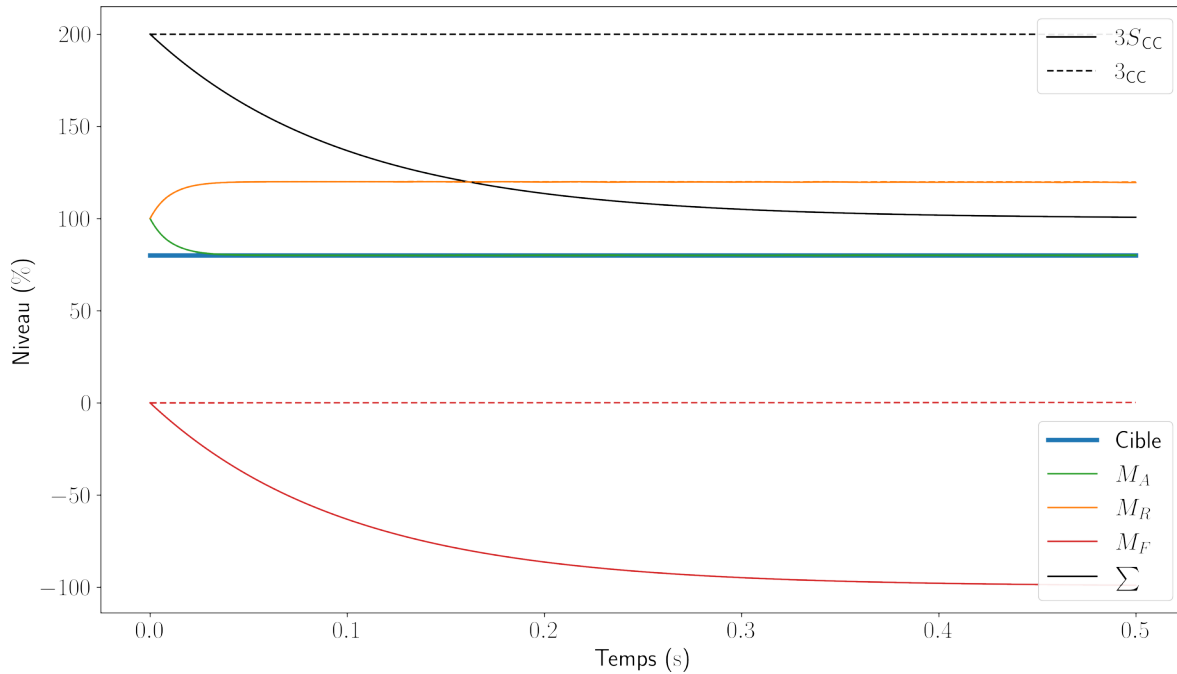


**Figure 4.2** – Remplissage des bassins en fonction du temps des modèles  $3_{CC}$  (traits pointillés) et  $3S_{CC}$  (traits pleins) avec la somme des états initiaux égale à 100%. Les deux modèles étant très similaires, les traits sont confondus pour cette condition.



**Figure 4.3** – Remplissage des bassins en fonction du temps des modèles  $3_{CC}$  (traits pointillés) et  $3S_{CC}$  (traits pleins) avec la somme des états initiaux égale à 60%.





**Figure 4.4** – Remplissage des bassins en fonction du temps des modèles  $3_{CC}$  (traits pointillés) et  $3S_{CC}$  (traits pleins) avec la somme des états initiaux égale à 200%.

4.1.2.5. *Interprétation.* L’objectif de cette première étude était de proposer un facteur de stabilisation pour les équations du modèle  $3_{CC}$  afin de rendre son utilisation plus flexible. Pour demeurer valide et être utile, ce facteur ne doit idéalement pas changer le comportement des équations dynamiques dans une situation normale (soit lorsque la somme initiale des bassins est de 100%), en plus de ne pas augmenter le temps d’intégration.

La première condition montre l’effet du facteur  $S$  sur la vitesse de convergence du bassin de fatigue. De façon attendue, plus ce facteur est élevé, plus la vitesse de convergence l’est également ; selon une relation essentiellement proportionnelle. Par construction, l’intégralité du remplissage externe est distribué sur le bassin de fatigue, ayant alors un effet nul sur la vitesse de remplissage des autres bassins. On le remarque par la juxtaposition des courbes pour les bassins  $M_A$  et  $M_R$  pour toutes les valeurs de  $S$ . En combinaison avec le que fait la condition  $S = 0$  est équivalente au modèle de base ( $3_{CC}$ ), ceci suggère que l’introduction du facteur de stabilisation ne modifie pas le comportement du modèle pour  $M_A$  et  $M_R$ . Ceci remplit la condition de validité énoncée plus tôt. Inversement, dans le cas où la situation de départ est invalide, comme pour la condition trois, l’ajustement des niveaux des bassins permet de ramener le modèle vers une situation valide. Il est en effet attendu que les valeurs de stabilisation (soit les valeurs à la fin de l’intégration) soient les mêmes que celles obtenues par la condition deux, plus précisément  $M_A \approx 50\%$ ,  $M_R \approx 0\%$  et  $M_F \approx 50\%$ . Ceci est bel et bien le cas pour  $3S_{CC}$ , contrairement à  $3_{CC}$  qui converge vers des valeurs plus faibles. Ces



résultats corroborent l'hypothèse que le facteur de stabilisation préserve le comportement du modèle de base, même s'il est initialisé de façon invalide.

De plus, les seconde et troisième conditions permettent de comparer le temps d'intégration par rapport au modèle  $3_{CC}$  ; autant dans le cas où il n'y a pas à compenser le niveau des bassins que dans celui où il le faut. Les résultats montrent que les temps d'intégration obtenus sont similaires pour toutes les conditions testées. Ceci remplit la condition d'utilité énoncée plus tôt. De plus, cela suggère que l'ajout du facteur de stabilisation n'a pas augmenté de façon significative la non linéarité des équations. Il s'agit d'un point important, car dans un contexte de commande optimale, de façon générale, la difficulté de convergence du problème évolue avec sa non linéarité. Il est donc attendu que le modèle stabilisé puisse être utilisé dans ce contexte.

La principale limite du facteur de stabilisation est illustrée par la quatrième condition testée. Il s'agit du fait que ce facteur permette un « remplissage » négatif du bassin de fatigue. En effet, si la somme de départ est supérieure à 100%, alors l'équation de stabilisation retire au bassin de fatigue (plutôt que d'en ajouter), descendant éventuellement sous la barre de zéro. Pour contrer ce phénomène, il est possible de complexifier un peu plus l'équation de stabilisation afin de retirer à  $M_R$  lorsque le  $M_F$  est vide ou de simplement retirer à  $M_R$  dès que  $\Sigma > 100\%$ . Cela ajoute cependant des conditions « si » dans les équations, ce qui complexifie le calcul des dérivées, ce qui va à son tour réduire la qualité de la convergence dans un contexte de commande optimale. Il est alors en fait probablement plus judicieux d'accepter cette limite plutôt que de la réparer.

### 4.1.3. Étude E4.2 — Augmentation du modèle contrôlé par trois compartiments avec un bassin de perception de l'effort

La seconde étude (E4.2) qui est présentée dans ce chapitre concerne l'ajout d'un quatrième bassin au modèle  $3S_{CC}$ , soit un bassin de perception de l'effort ( $P_E$ ).

4.1.3.1. *Rappel de la problématique.* Comme il est possible de remarquer, par les résultats de l'étude E4.1 pour les conditions qui intègrent sur une longue période de temps, et tel que discuté dans les limites du modèle à  $3_{CC}$  (voir Section 1.2.6.4), les trois bassins du modèle  $3S_{CC}$  convergent vers un point d'équilibre. Ce point d'équilibre dépend de la valeur des paramètres  $F$  et  $R$  du modèle et de la commande  $TL$ . Essentiellement, pour une cible  $TL$  donnée, plus  $F$  est élevé, plus le niveau de fatigue possible est élevé ; inversement plus  $R$  est élevé, moins le niveau de fatigue possible est élevé.

Dans le cas de la simulation d'une tâche de fatigue à faible intensité, la convergence vers une valeur fixe peut être problématique. Il est en effet difficile de trouver une paramétrisation cohérente de  $F$  et  $R$  qui force l'échec ( $M_F > 95\%$ ) vers la 600<sup>e</sup> seconde pour une commande



de  $TL \approx 15\%$ <sup>5</sup>. Des tests préliminaires ont effectivement montré qu'une paramétrisation qui se fatigue de cette façon est essentiellement insensible à la commande ; le modèle se fatigue alors tranquillement en permanence et ne peut plus se reposer même avec une commande à 0%. Dès lors, il n'y a plus aucune action possible qui permette de faire diminuer le niveau de  $M_F$ . Ce que cela montre, c'est que le modèle à  $3_{CC}$  n'est pas adapté à une utilisation avec une commande faible.

4.1.3.2. *Proposition de modification.* Après plusieurs tentatives de déterminer la parfaite paramétrisation du modèle<sup>6</sup>, la conclusion qui se dégage est qu'un bassin fatigable supplémentaire qui évolue en fonction de la cible ( $TL \in [0, 1]$ ) plutôt que de  $M_A$  est nécessaire. Puisque ce bassin est associé à la commande cérébrale et non à l'intensité obtenue, ce bassin supplémentaire s'apparente à ce que les physiologistes appelleraient la perception de l'effort (Pageaux, 2016). Je propose donc l'ajout d'un quatrième bassin au modèle  $3S_{CC}$  pour former le modèle  $4_{CC}$  avec perception de l'effort<sup>7</sup>, qui est décrit dans les lignes suivantes.

L'idée de ce quatrième bassin ( $M_E$ ) est d'accumuler de la « perception d'effort » dès que la commande cible  $TL$  est au-dessus d'un certain seuil ( $E_{seuil}$ ) (ou au contraire d'en retirer lorsqu'elle est au-dessous) à une vitesse dépendante d'un facteur d'effort  $E$ . Le paramètre  $E$  est normalisé de façon à ce que deux asymptotes soit visées par le bassin  $M_E$ , soit une vers 0% et une vers 100%. La sortie du bassin  $M_E$  est branchée au modèle en retirant au bassin actif ou en déversant dans le bassin reposé, selon que  $TL > E_{seuil}$  ou non.

Les équations de  $3_{CC}$  sont donc modifiées comme suit :

$$\frac{dM_A}{dt} = \dots - \begin{cases} \widehat{M}_E, & \text{si } TL > E_{seuil} \\ 0, & \text{si } TL \leq E_{seuil} \end{cases} \quad (4.1.6)$$

$$\frac{dM_R}{dt} = \dots - \begin{cases} 0, & \text{si } TL > E_{seuil} \\ \widehat{M}_E, & \text{si } TL \leq E_{seuil} \end{cases} \quad (4.1.7)$$

$$\begin{aligned} \frac{dM_F}{dt} &= \dots \\ \frac{dM_E}{dt} &= \widehat{M}_E + S \times (1 - (M_A + M_R + M_F + M_E)) \end{aligned} \quad (4.1.8)$$

avec

$$\widehat{M}_E = E \times (TL - E_{seuil}) \times \begin{cases} \frac{1-M_E}{1-E_{seuil}}, & \text{si } TL > E_{seuil} \\ \frac{M_E}{E_{seuil}}, & \text{si } TL \leq E_{seuil} \end{cases}$$

5. Soit le niveau d'activation musculaire attendu chez les violonistes (Duprey *et al.*, 2020).

6. Données non rapportées.

7. À noter que pour des raisons de lisibilité, je n'inclue pas le « S » dans l'acronyme du modèle. Celui-ci se base tout de même sur la version stabilisée du  $3_{CC}$  et inclut donc un facteur de stabilisation.



Le nouveau modèle  $4_{CC}$  reprend ainsi essentiellement les équations d'évolution des bassins  $M_A$ ,  $M_R$  et  $M_F$  du  $3_{CC}$  (soit les Équations 4.1.1 à 4.1.3) augmentées par la dynamique de perception de l'effort. Il est à noter que le «  $-$  » dans l'équation est  $\frac{dM_R}{dt}$  peut sembler surprenant, l'équation étant effectivement sensée ajouter du repos et non en retrancher. Ceci vient simplement du fait que  $\widehat{M}_E$  est négatif si  $TL < E_{\text{seuil}}$ , ce qui résulte donc bel et bien en un déversement dans ce bassin. L'équation de stabilisation présentée par l'étude **E4.1** est également conservée, mais déplacée sur  $M_E$ . La raison est que  $M_E$  est conçu pour évoluer plus lentement que  $M_F$ , réduisant encore plus son effet sur le comportement de ces équations dynamiques par rapport à  $3_{CC}$ .

4.1.3.3. *Méthode.* Pour cette seconde étude, tel que décrit ci-après et résumé dans le Tableau 4.2, quatre conditions sont testées. La première condition étudie le comportement à long terme des modèles  $3_{CC}$  et  $4_{CC}$ . Le temps d'intégration est fixé à 600 secondes. La cible  $TL$  est fixée à une valeur relativement faible de 30% et  $E_{\text{seuil}}$  est fixé à 20%. Tous les autres paramètres sont laissés aux valeurs par défaut. Les conditions deux à quatre utilisent le même paradigme. Le temps d'intégration est arbitrairement fixé à  $T = 100$  secondes. Durant les 50 premières secondes, la commande cible est fixée à  $TL = 90\%$  de l'activation maximale puis est réduite à 10% pour le restant de l'intégration. À moins d'indications contraires, le paramètre  $E_{\text{seuil}}$  est fixé à 50%<sup>8</sup>. L'initialisation des bassins est fixée à 1.0 pour  $M_R$  et 0.0 pour les autres bassins. Plus spécifiquement, la seconde condition étudie le comportement du modèle  $4_{CC}$  en fonction du paramètre  $E$ . Pour ce faire, quatre valeurs contrastantes du paramètre sont comparées, soit 0.0075, 0.0050, 0.0025 et 0.0000. De façon similaire, la troisième condition étudie le comportement du modèle  $4_{CC}$  en fonction du paramètre  $E_{\text{seuil}}$ . Quatre valeurs du paramètre sont comparées, soit 75%, 50%, 25% et 0.01% (il n'est pas possible de tester la valeur de 0, puisque cela crée une division par zéro). Finalement, la quatrième condition compare le comportement du modèle  $4_{CC}$  avec le modèle de référence  $3_{CC}$ . Pour les deux modèles, le paramètre  $F$  est ajusté afin d'obtenir une activation maximale similaire après 50 secondes, soit  $F = 0.0100$  pour  $3_{CC}$  et  $F = 0.0025$  pour  $4_{CC}$ .

---

8. Cette valeur est très élevée et représente donc assez mal ce qui est observé chez l'humain ; une valeur entre 10 et 15% semble en effet plus cohérente. Cependant, cette valeur permet de montrer plus aisément le comportement du modèle.



**Tableau 4.2** – Paramètres des quatre conditions testées pour l'étude **E4.2**

#	Modèles testés	Temps final (s)	Charge cible $TL$	Valeurs des paramètres		
				$E_{\text{seuil}}$ ( $10^{-4}$ )	$E$ (%)	$F$
1	$4_{CC}/3S_{CC}$	600	30%	75	20	0.005
2	$4_{CC}$	50/100	90%/10	75, 50, 25, 0	50%	0.005
3	$4_{CC}$	50/100	90%/10%	75	75, 50, 25, 0	0.005
4	$4_{CC}$ $3S_{CC}$	50/100	90%/10%	75	50	0.0025 0.0100

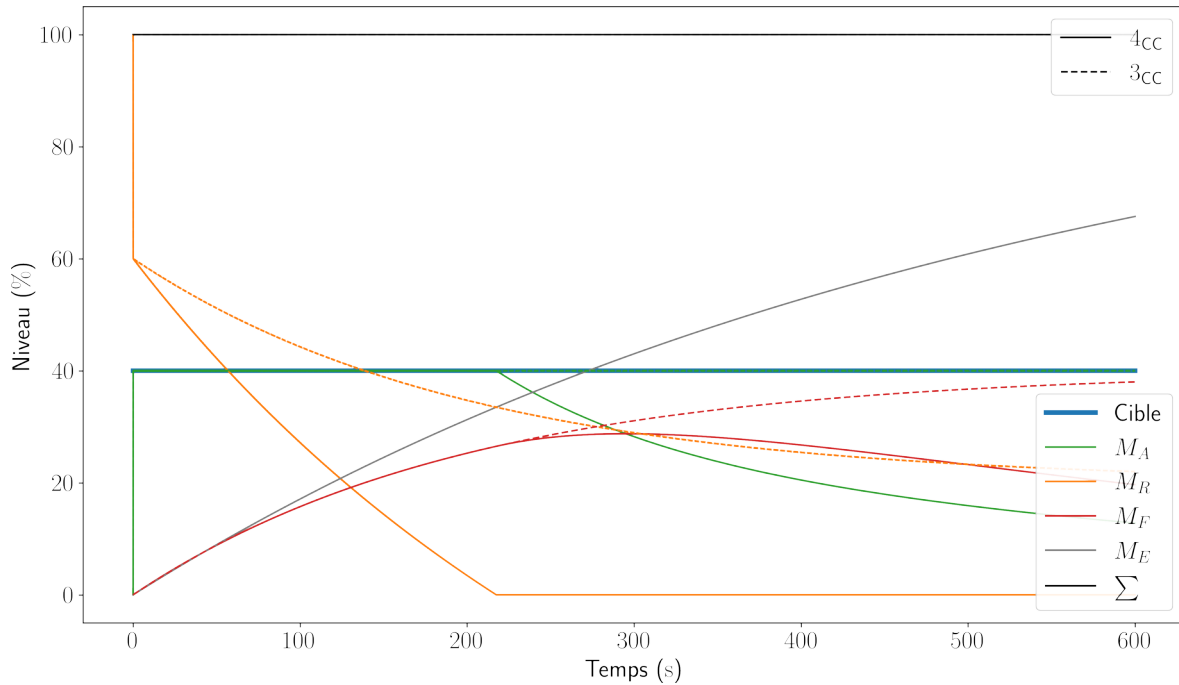
4.1.3.4. *Résultats.* Les résultats de la première condition apparaissent à la Figure 4.5. Tout comme observé dans l'étude **E4.1**, le bassin de fatigue pour le modèle  $3_{CC}$  tend vers une asymptote, permettant au modèle de maintenir indéfiniment le niveau  $TL$  demandé. Inversement, pour le modèle  $4_{CC}$ ,  $M_E$  augmente constamment durant l'essai, même après que le modèle ait échoué à maintenir le niveau  $TL$  demandé (peu après la 200<sup>e</sup> seconde).

Les résultats de la seconde condition sont présentés à la Figure 4.6 qui montre l'évolution des bassins du modèle  $4_{CC}$  au cours du temps. Après 50 secondes de l'essai, les niveaux de  $M_E$  sont de 0.259, 0.181, 0.095 et 0.000 pour les paramétrisations 0.0075, 0.0050, 0.0025 et 0.0000, respectivement. Dans ce même ordre, les valeurs de ce même bassin, à la fin de l'essai, sont de : 0.192, 0.148, 0.086 et 0.000. Durant la phase de repos, le bassin reposé ( $M_R$ ) s'est reposé plus rapidement pour des valeurs plus élevées de  $E$ .

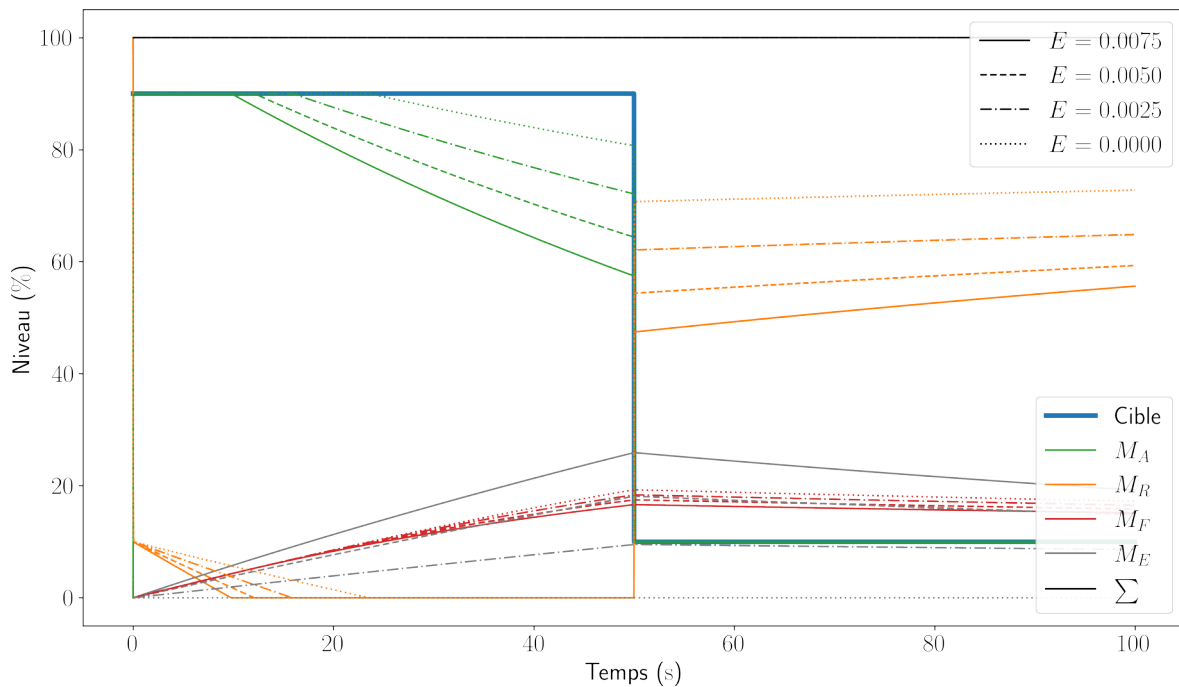
Pour la troisième condition qui compare le comportement de  $4_{CC}$  en fonction de  $E_{\text{seuil}}$ , les résultats présentés à la Figure 4.7 sont similaires à la condition un. Après 50 secondes de l'essai, les niveaux de  $M_E$  sont de 0.201, 0.259, 0.277 et 0.286 pour les paramétrisations 0.0075, 0.0050, 0.0025 et 0.0000, respectivement. Par la suite, ces valeurs évoluent de façon similaire pour se terminer à 0.146, 0.192, 0.222 et 0.313, soit une faible diminution (d'environ 0.05) pour toutes les conditions sauf pour  $E_{\text{seuil}} = 0$  qui a, au contraire, augmenté.

Les résultats pour la quatrième et dernière condition sont consignés dans la Figure 4.8. Le niveau de fatigue global ( $M_F$  pour  $3_{CC}$  et  $M_F + M_E$  pour  $4_{CC}$ ) est approximativement le même pour les deux modèles au milieu de l'essai. Pour le modèle  $4_{CC}$ , cette valeur est expliquée par près de 26% par le niveau de perception d'effort et environ 8% de fatigue, contre la totalité en fatigue pour  $3_{CC}$  (soit 34.8%). À la fin de l'essai, les niveaux de fatigue sont pratiquement les mêmes qu'au milieu de l'essai pour les deux modèles, alors que la perception d'effort a été réduite à 20% (avec le modèle  $4_{CC}$ ). Le temps d'intégration moyen (sur 10 répétitions) par seconde de  $3_{CC}$  et  $4_{CC}$  sont respectivement de 0.008 et 0.011 s, soit environ 40% plus lent.





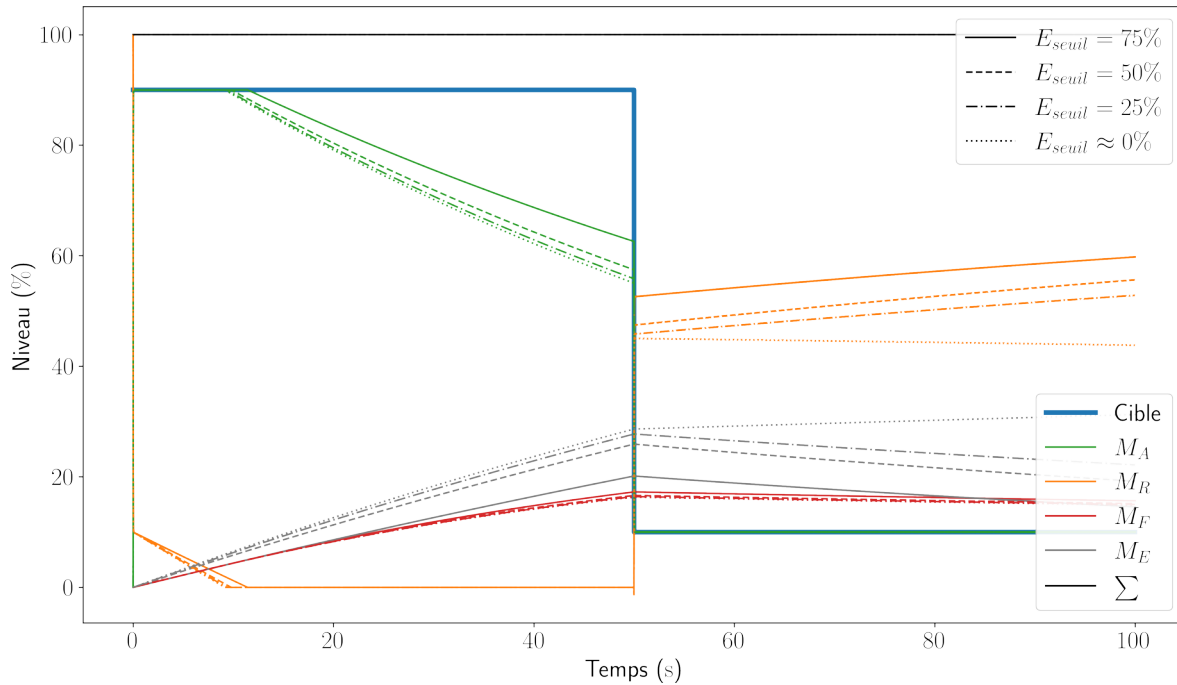
**Figure 4.5** – Remplissage des bassins en fonction du temps des modèles 3<sub>CC</sub> (traits pointillés) et 4<sub>CC</sub> (traits pleins). On remarque que  $M_E$  évolue positivement tout le long de l’essai même lorsque le système ne peut plus maintenir la commande souhaitée.



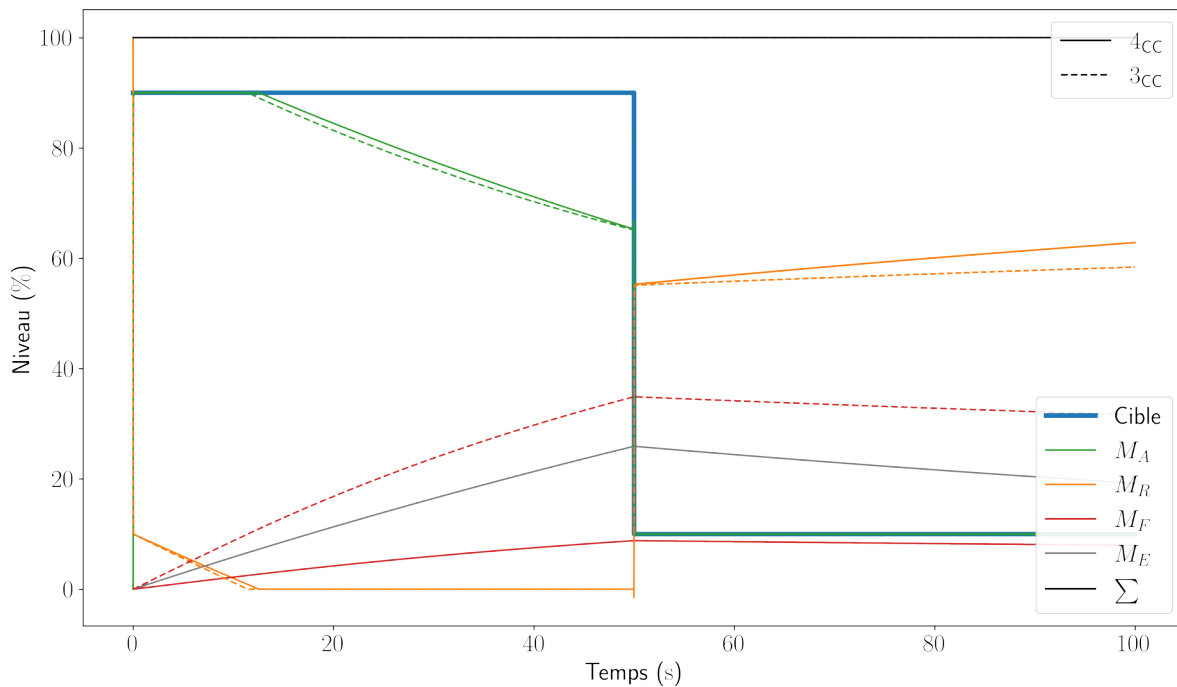
**Figure 4.6** – Remplissage des bassins en fonction du temps du modèle 4<sub>CC</sub> en fonction du paramètre  $E$ . Lors de la deuxième phase, on remarque l’augmentation du repos plus importante pour des  $E$  plus élevés.







**Figure 4.7** – Remplissage des bassins en fonction du temps du modèle  $4_{CC}$  en fonction du paramètre  $E_{seuil}$ . Dans la phase un, un seuil plus faible crée plus de perception de l'effort, mais a un faible effet dans la seconde.



**Figure 4.8** – Remplissage des bassins en fonction du temps des modèles  $3_{CC}$  (traits pointillés) et  $4_{CC}$  (traits pleins) ajustés afin que  $M_A$  soient environ égaux à 50 secondes. Dans la phase un, la fatigue du modèle  $4_{CC}$  est générée par deux éléments. Dans la seconde phase,  $M_F$  demeure constant, mais  $M_R$  remonte pour le modèle  $4_{CC}$ .



4.1.3.5. *Interprétation.* L'objectif de l'étude **E4.2** était de proposer une augmentation des équations du modèle  $3S_{CC}$  afin de modéliser la perception de l'effort. Afin d'être pertinent, ce modèle doit retirer l'asymptote observée pour le bassin de fatigue du modèle  $3_{CC}$ , tout en permettant de contrôler de façon plus fine l'accumulation et la récupération de la fatigue au sens large.

Concernant le point de l'asymptote, la première condition est assez claire sur les conclusions à tirer. En effet, tout le long de l'essai, malgré la faible activation imposée au modèle, la fatigue globale ( $M_F + M_E$ ) augmente constamment vers 100%. En plus de masquer l'asymptote de  $M_F$ , ceci permet d'établir une condition claire pour l'échec du modèle, par exemple  $M_F + M_E > 95\%$ . De plus, l'ajout d'un bassin supplémentaire permet de gérer plus finement la vitesse d'augmentation ou de diminution de la fatigue globale. La quatrième condition testée met ce fait en évidence. Alors que dans la phase de repos,  $M_F$  demeure constant pour les deux modèles,  $M_E$  augmente substantiellement pour le modèle  $4_{CC}$ , ce qui se répercute sur  $M_R$ . Ce que cela signifie, c'est que ce modèle peut gérer simultanément deux vitesses d'évolution pour le bassin de repos. Ceci ouvre la porte à l'utilisation de techniques plus complexes pour gérer la dynamique de fatigue.

Ces avantages sont obtenus avec l'ajout de seulement deux paramètres supplémentaires au modèle de base ( $E$  et  $E_{seuil}$ ). De plus, ces paramètres sont assez simples à paramétrer. Le paramètre  $E_{seuil}$  est assez intuitif et n'a pas besoin d'être expliqué plus en détail. Quant à lui, le paramètre  $E$  détermine entièrement la vitesse d'accumulation de la perception de l'effort. On le remarque avec les conditions deux et trois où, durant la phase d'effort ( $t < 50s$ ), le temps maximal où  $M_A$  peut être maintenu à  $\geq 90\%$  n'est influencé que par  $E$  ( $E_{seuil}$  ayant un effet marginal sur cette variable). Conséquemment, connaissant la  $TL$  moyenne et le temps attendu avant échec, il est simple de paramétrer  $E$  afin de faire échouer le modèle au moment choisi. Il n'est cependant pas aussi simple de paramétrer le modèle  $3_{CC}$  pour obtenir des effets similaires. En effet, puisque les paramètres de ce modèle remplissent plus d'une fonction simultanément, changer un paramètre affecte *de facto* le remplissage d'un autre bassin, créant une chaîne causale difficile à prédire. Bref, au prix de la paramétrisation de deux paramètres par structure fatigable, on augmente de façon significative la flexibilité du modèle  $3_{CC}$ .

On le devine, la principale limite de ce nouveau modèle est tout de même l'augmentation du nombre d'états imposé par le modèle qui passe de trois à quatre par structure fatigable. On remarque directement l'effet de cette augmentation par la quatrième condition testée. En effet, le temps nécessaire pour intégrer le modèle  $4_{CC}$  par rapport à  $3_{CC}$  est près de 40% plus lent. Pour de courtes intégrations lors d'une utilisation simple, ceci n'est probablement pas un problème. Dans le cas de la synthèse de mouvement du violon, il est fort possible que ce prix soit trop cher payé et le rende inutilisable. La prochaine étude analyse l'utilisation de ce modèle dans un contexte de commande optimale.



## 4.2. Étude E4.3 — Faisabilité d’un OCP intégrant un modèle de fatigue

La troisième et dernière étude (E4.3) de ce chapitre explore directement la faisabilité de l’utilisation des modèles de fatigue dans un contexte de résolution d’un problème de commande optimale (OCP). Cependant, avant de présenter l’OCP à résoudre, je reviens sur les problématiques attendues dans ce contexte. J’en profite pour présenter une version simplifiée du modèle  $4_{CC}$  (qui a été présenté à l’étude E4.2), en plus de discuter des problématiques entourant le choix de la structure fatigable. Il est à noter que la tâche simulée pour cette étude est une tâche d’atteinte. La raison de ce choix est qu’une étude préliminaire de commande optimale sur une tâche au violon<sup>9</sup> (impliquant une fermeture de boucle due au contact entre le violon et l’archet, telle que discutée à la Section 1.3.1.4) a résulté en un très long temps de convergence, au point de ne pas permettre de comparer toutes les conditions entre elles en un temps réaliste. Le problème a donc été simplifié en supprimant la fermeture de boucle (ce que permet la tâche de pointage) et en portant une attention particulière au temps de convergence de chacune des conditions.

### 4.2.1. Rappel de la problématique

4.2.1.1. *Vers un modèle simplifié de la fatigue.* À la base, un modèle de fatigue tente de conserver une trace pertinente de l’historique du mouvement corporel dans le but de modéliser l’atteinte de l’échec lors de tâches de fatigue. Pour le modèle  $4_{CC}$ , ce rôle est indirectement rempli par la valeur maximale possible pour le bassin  $M_A$ . En effet, puisque ce bassin est modulateur d’une structure fatigable, l’atteinte de sa valeur maximale implique *de facto* l’atteinte de la limite de cette structure. Par exemple, si la structure fatigable est le muscle, alors la force musculaire effective est  $\widetilde{f}_m = M_A \times f_m$  (où  $f_m$  est la fonction de conversion en force musculaire telle que vue à la Section 1.2.3.1). Or, dans le cas où  $M_A$ , pour un muscle donné, n’arrive plus à atteindre une valeur cible — dû aux bassins de fatigue  $M_F$  et  $M_E$  trop remplis —, alors  $\widetilde{f}_m$  sera plus petit que la force nécessaire pour continuer le mouvement. Des compensations via d’autres muscles devront alors être mises en place ou, dans le cas où aucune compensation n’est possible, le modèle échouera à générer les efforts nécessaires. On remarque donc qu’en plus de nécessiter quatre états différentiels par structure fatigable, cette méthode interfère directement avec la dynamique du système — puisque  $\widetilde{f}_m$  est par la suite utilisée dans le flux direct d’intégration —, augmentant la non linéarité du système. Ceci rend incertaine son utilisation dans un contexte d’horizon glissant qui intègre la dynamique potentiellement de plusieurs centaines de milliers de fois.

---

9. Données non rapportées.



Ainsi, alors qu'il avait été initialement prévu d'utiliser le modèle  $4_{CC}$  comme modèle de gestion de la fatigue lors de la simulation prédictive chez les violonistes, une alternative plus simple peut être imaginée. Le bassin de perception de l'effort, développé pour l'étude **E4.2**, n'interagit pas directement avec le reste du modèle  $3_{CC}$ , mais travaille plutôt en parallèle de celui-ci. Il s'y connecte simplement à l'entrée (via l'effort cible  $TL$ ) et à la sortie (via  $M_A$  et  $M_R$ ). Cela signifie que le modèle peut, en théorie, être déconnecté de  $4_{CC}$  et être utilisé seul pour former un modèle de perception de l'effort seul ( $P_E$ ). L'avantage de cette simplification est multiple. Premièrement, la condition d'échec peut trivialement être formulée par l'atteinte d'un seuil critique par le niveau de perception de l'effort, ce qui simplifie l'interprétation du modèle. Ensuite, le modèle n'interfère plus directement avec la dynamique du système, lui laissant ainsi son niveau de non linéarité de base. Finalement, lors de l'intégration numérique, un seul état différentiel — qui n'interagit avec rien d'autre que lui-même — est à résoudre ; ce qui fait en sorte qu'elle devrait se résoudre rapidement. Pour fins de comparaison, en tests préliminaires, j'ai numériquement intégré le modèle  $P_E$  dans une condition similaire aux conditions deux, trois et quatre de l'étude **E4.2**. Alors que  $4_{CC}$  prenait près de 10 s pour intégrer la totalité de l'essai, le modèle  $P_E$  prend moins de 0.005 s. Ceci est nettement plus prometteur pour un contexte de commande optimale où l'intégration de la dynamique est répétée beaucoup de fois.

La principale limite de ce modèle simplifié est qu'il n'est en réalité ancré sur aucun phénomène physiologique ou anatomique. En effet, bien qu'il représente grossièrement la perception de l'effort, à la base, ce modèle a été conçu pour résoudre un problème de convergence inappropriée du modèle  $3_{CC}$ , et non pour être une représentation physiologique à proprement parlé. Il est donc nécessaire de conserver ceci en tête lors de l'analyse des données issues de l'utilisation de ce modèle. Malgré tout, au regard des limitations techniques des ordinateurs actuels et considérant le fait que ce modèle semble permettre de contourner ces limitations, il est pertinent d'explorer le comportement de ce modèle dans un contexte de commande optimale.

4.2.1.2. *Le choix d'une structure fatigable.* Jusqu'à maintenant, j'ai référé aux structures d'accroche des modèles de fatigue par l'appellation générique de « structure fatigable ». La raison est que, bien que physiologiquement la structure fatigable soit essentiellement le muscle<sup>10</sup>, il n'est en fait pas impossible d'appliquer la fatigue sur d'autres structures ; plus précisément, sur des structures en aval des muscles dans la chaîne du flux direct. Conceptuellement, ceci représente une sorte d'intégration de la fatigue de tous les muscles qui agissent sur cette structure.

---

10. J'ignore volontairement ici la fatigue centrale qui « fatiguerait » d'autres structures que le muscle. La raison est que les études sur la fatigue en contexte de faible intensité d'activation musculaire sur peu d'articulations suggèrent qu'il y a très peu, voire aucune, apparition de fatigue centrale dans ce contexte (voir la Section 1.2.6.1 pour une courte revue de la littérature à ce sujet).



Un choix de structure proposé dans la littérature est sur les articulations, ou plus précisément sur les efforts généralisés (voir la Section 1.2.6.4 pour plus de détails). Un point positif pour cette méthode est que le nombre d'états nécessaires pour décrire la fatigue de tout le corps est moindre qu'avec une fatigue musculaire, dû au fait que le nombre de muscles est au moins aussi grand que le nombre d'articulations. Ainsi, un modèle attaché aux articulations est moins coûteux en termes de capacité de calcul qu'un modèle attaché aux muscles. Cependant, puisque cette fatigue est une intégration de plusieurs fatigues, son interprétation est hasardeuse. Par exemple, que faire avec les articulations qui possèdent des muscles qui traversent plusieurs degrés de liberté, qui n'ont pas une action claire — notamment pour les muscles stabilisateurs —, ou dont l'action change de signe en fonction de l'orientation du segment sur lesquels ils sont attachés? À ma connaissance, il n'y a pas de réponses connues à ces questions, ce qui laisse à penser qu'il faille en fait accepter de perdre en interprétabilité et réalisme pour gagner en capacité de calcul.

Un autre problème d'interprétation potentiel concerne les signes des efforts généralisés. Ce qui est actuellement proposé est de les séparer en un ensemble positif ( $\tau^+$ ) et négatif ( $\tau^-$ ) (Cheema *et al.*, 2020), ce qui permet de modéliser le fait que ces deux sens sont actionnés par différents muscles. En contrepartie, puisque  $\tau$  est la somme de  $\tau^+$  et  $\tau^-$ , il devient possible pour le solveur de trouver des valeurs arbitrairement grandes pour ces deux vecteurs. En effet, pour chaque élément  $\tau$  qui compose le vecteur  $\tau$ , on a  $\tau = a$  qui peut être obtenu par n'importe quel couple  $[\tau^+, \tau^-] = [a + x, -x]$ ; ce qui représente une infinité de possibilités. Il devient alors nécessaire, en contexte d'optimisation, d'ajouter un objectif dit de stabilisation qui minimise  $\frac{1}{2} \int \tau^T \tau$  afin d'assurer que chaque  $\tau$  tende vers  $[a, 0]$  ou  $[0, a]$  pour  $a \geq 0$  ou  $a < 0$ , respectivement. Cet objectif a cependant le problème de compétitionner avec les autres objectifs du problème, masquant potentiellement le but réel de l'optimisation. De plus, des études pilotes<sup>11</sup> ont montré que le solveur d'optimisation se perd parfois dans ce procédé, suggérant une augmentation inutile de la complexité de l'OCP. Une alternative est de continuer à séparer les bassins du modèle de fatigue, mais de ne pas séparer le vecteur  $\tau$  qui les pilote. Ainsi, l'augmentation des bassins de fatigue est faite de façon conditionnelle; c'est-à-dire que le bassin positif ou négatif est affecté si leur  $\tau$  correspondant est  $\geq 0$  ou  $< 0$ , respectivement. L'avantage évident de cette méthode est de supprimer l'ambiguïté numérique de deux variables de contrôle ayant la même fonction. De plus, ceci permet de diviser par deux le nombre de variables d'optimisation nécessaires pour représenter  $\tau$ . Ceci se fait cependant au prix de perdre la possibilité de simuler au niveau articulaire la cocontraction musculaire, puisque des valeurs positives et négatives ne peuvent plus être obtenues simultanément. De plus, une condition *si* a le potentiel de complexifier la convergence dû au point de non dérivabilité à la jonction de la condition. Ainsi, en contexte d'OCP, la question à savoir

---

11. Données non rapportées.



laquelle de ces deux options (soit deux variables opposées contre une condition *si*) est la plus avantageuse — en termes de stabilité et d’efficacité — demeure une question ouverte.

Alors que dans un monde idéal, le muscle serait probablement utilisé dès que possible comme structure fatigable, il convient tout de même de comparer le comportement de l’approche musculaire avec l’approche articulaire dans un contexte de synthèse de mouvement. Ceci permettra de mieux comprendre les implications de l’approche articulaire afin de faire un choix éclairé entre ces deux alternatives.

## 4.2.2. Méthode

L’étude **E4.3** est une étude de faisabilité sur l’utilisation d’un modèle de fatigue en contexte d’OCP. Pour ce faire, un total de huit conditions (représentées par le préfixe  $C/$ ) de résolution d’OCP sont comparées, soit trois conditions de fatigue — aucun modèle de fatigue ( $\emptyset$ ), le modèle contrôlé par quatre compartiments ( $4_{CC}$ ) et le modèle de perception de l’effort seul ( $P_E$ ) — réalisées dans trois conditions de dynamiques articulaires — soit pilotée par les efforts généralisés séparés ( $\tau^\pm$ ) ou non séparés ( $\tau^\times$ ) (sauf pour  $\emptyset$  qui n’a que la condition non séparée) et pilotée par les activations musculaires ( $\alpha$ )<sup>12</sup>.

4.2.2.1. *La description de l’OCP.* Bioptim (version 2.2.0) est utilisé pour construire les OCP des huit conditions dans une tâche de pointage. L’avatar qui réalise les conditions est l’implémentation Biorbd du modèle modèle musculosquelettique *Arm26* distribué avec OpenSim<sup>13</sup>. Ce modèle est une version simplifiée du modèle Holzbaur *et al.* (2005) où seulement deux articulations et six muscles ont été conservés. Pour réaliser les conditions de fatigue, les modèles  $4_{CC}$  et  $P_E$  sont attachés aux articulations ou aux muscles du modèle avec la même paramétrisation que pour les études **E4.1** et **E4.2** (voir la section de la méthode générale de ces étude à la Section 4.1.1)

Les variables d’états ( $\mathbf{x}$ ) et de contrôles ( $\mathbf{u}$ ) des OCP sont déclarées de la façon suivante et rapportées dans le Tableau 4.3. Pour les conditions  $C/\tau$ , les  $\mathbf{x}$  sont les coordonnées généralisées ( $\mathbf{q}$ ) et vitesses généralisées ( $\dot{\mathbf{q}}$ ), auxquelles s’ajoutent les états de fatigue ( $\mathbf{f}$ ) pour les sous-conditions  $4_{CC}$  et  $P_E$ . Les  $\mathbf{f}$  sont composés de deux ensembles de bassin (soit un bassin positif et un bassin négatif de  $[M_A, M_R, M_F$  et  $M_E]$  pour  $4_{CC}$  ou de  $[M_E]$  pour  $P_E$ ) pour chaque degré de liberté du modèle. Pour  $C/\tau^\times$ , les variables de contrôle  $\mathbf{u}$  sont les efforts généralisés ( $\boldsymbol{\tau}$ ), tandis que pour  $C/\tau^\pm$  les  $\mathbf{u}$  sont  $[\boldsymbol{\tau}^+, \boldsymbol{\tau}^-]^T$  sous contrainte que  $\boldsymbol{\tau} = \boldsymbol{\tau}^+ + \boldsymbol{\tau}^-$ . Les équations différentielles des états ( $\dot{\mathbf{x}}$ ) sont obtenues par les dérivées de  $\mathbf{q}$ ,  $\dot{\mathbf{q}}$  et  $\mathbf{f}$ ; soit, respectivement,  $\dot{\mathbf{q}}$  (trivialement posé comme étant l’état  $\dot{\mathbf{q}}$ ), la dynamique directe (qui est

12. La nomenclature utilisée pour distinguer les conditions est de simplement concaténer tous ces symboles. Ainsi,  $C/\tau\emptyset$  réfère à la condition pilotée par les couples sans modèle de fatigue.

13. Le modèle est disponible à cette adresse <https://simtk-confluence.stanford.edu:8443/display/OpenSim/Musculoskeletal+Modelssite> Web visité le 6 janvier 2022.



dépendante de  $\mathbf{q}$ ,  $\dot{\mathbf{q}}$  et  $\boldsymbol{\tau}$ ) et  $\dot{\mathbf{f}}$  qui est obtenue par les équations de dynamiques du modèle de fatigue (présentées dans les sections précédentes de ce chapitre) avec  $TL = \tau/\tau_{\max}$  pour  $\tau \geq 0$  et  $TL = \tau/\tau_{\min}$  pour  $\tau < 0$  pour chaque ensemble de bassin. Dans le cas des conditions pilotées par les muscles ( $C/\alpha$ ), le vecteur  $\mathbf{x}$  est composé de  $\mathbf{q}$  et de  $\dot{\mathbf{q}}$  auxquels s'ajoutent les états de fatigue  $\mathbf{f}$  pour les sous-conditions  $4_{CC}$  et  $P_E$ . Les  $\mathbf{f}$  sont les mêmes que pour  $C/\tau$ , à la différence qu'un seul ensemble par muscle est nécessaire. Enfin, les  $\mathbf{u}$  sont composés des couples résiduels ( $\boldsymbol{\tau}_{\text{res}}$ )<sup>14</sup> et des activations musculaires ( $\boldsymbol{\alpha}$ ), sous contrainte que  $\boldsymbol{\tau} = \boldsymbol{\tau}_{\text{res}} + \boldsymbol{\tau}_{\text{mus}}$  où  $\boldsymbol{\tau}_{\text{mus}}$  est la fonction d'effet musculaire qui dépend de  $\boldsymbol{\alpha}$ ,  $\mathbf{q}$  et  $\dot{\mathbf{q}}$ . Les équations différentielles des états ( $\dot{\mathbf{x}}$ ) sont obtenues de façon similaires à celles pilotées par les efforts généralisés, sauf pour  $TL$  qui est égal à l'activation musculaire ( $\alpha$ ) pour chaque muscle.

**Tableau 4.3** – États ( $\mathbf{x}$ ) et contrôles ( $\mathbf{u}$ ) pour les conditions de l'étude **E4.3**

Condition	$\mathbf{x}$	$\mathbf{u}$	$\mathbf{f}$	$\dot{\mathbf{f}}$
$C/\tau\emptyset$	$\mathbf{q}/\dot{\mathbf{q}}$	$\boldsymbol{\tau}$	—	—
$C/\tau^\pm 4_{CC}$	$\mathbf{q}/\dot{\mathbf{q}}/\mathbf{f}^+/\mathbf{f}^-$	$\boldsymbol{\tau}^+/\boldsymbol{\tau}^-$	$M_A/M_R/M_F/M_E$	$4_{CC}$
$C/\tau^\pm P_E$	$\mathbf{q}/\dot{\mathbf{q}}/\mathbf{f}^+/\mathbf{f}^-$	$\boldsymbol{\tau}^+/\boldsymbol{\tau}^-$	$M_E$	$P_E$
$C/\tau^\times 4_{CC}$	$\mathbf{q}/\dot{\mathbf{q}}/\mathbf{f}^+/\mathbf{f}^-$	$\boldsymbol{\tau}$	$M_A/M_R/M_F/M_E$	$4_{CC}$
$C/\tau^\times P_E$	$\mathbf{q}/\dot{\mathbf{q}}/\mathbf{f}^+/\mathbf{f}^-$	$\boldsymbol{\tau}$	$M_E$	$P_E$
$C/\alpha\emptyset$	$\mathbf{q}/\dot{\mathbf{q}}$	$\boldsymbol{\tau}_{\text{res}}/\boldsymbol{\alpha}$	—	—
$C/\alpha 4_{CC}$	$\mathbf{q}/\dot{\mathbf{q}}/\mathbf{f}$	$\boldsymbol{\tau}_{\text{res}}/\boldsymbol{\alpha}$	$M_A/M_R/M_F/M_E$	$4_{CC}$
$C/\alpha P_E$	$\mathbf{q}/\dot{\mathbf{q}}/\mathbf{f}$	$\boldsymbol{\tau}_{\text{res}}/\boldsymbol{\alpha}$	$M_E$	$P_E$

À chacune des variables composants les vecteurs  $\mathbf{x}$  et  $\mathbf{u}$ , des limites minimales et maximales sont fixées. Ainsi, pour  $\mathbf{q}$ , dans toutes les conditions, le modèle est contraint de demeurer à l'intérieur de limites d'extension et flexion qui ressemblent grossièrement à celles d'un humain (soit  $q_0 = [-1, \pi]$  et  $q_1 = [0, \pi]$ ). Les  $\dot{\mathbf{q}}$  sont, quant à eux, arbitrairement limitées de  $-10\pi$  à  $10\pi$  rad/s. Pour les conditions pilotées par les articulations sans séparation ( $C/\tau^\times$ ), les efforts généralisés sont limités de  $-10$  à  $10$  N m, alors que pour celles avec séparation ( $C/\tau^\pm$ ), les  $\boldsymbol{\tau}^+$  sont limités de  $0$  à  $10$  N m et les  $\boldsymbol{\tau}^-$  sont limités de  $-10$  à  $0$  N m. Pour les conditions pilotées par muscles ( $C/\alpha$ ), les  $\boldsymbol{\tau}_{\text{res}}$  sont limités de  $-1$  à  $1$  N m et les activations musculaires de  $0$  à  $1$ . Finalement, pour toutes les conditions où des bassins sont présents, leur limite est fixée de  $0$  à  $1$ .

14. Ces  $\boldsymbol{\tau}_{\text{res}}$ , nommés « couples résiduels » ne représentant en fait aucune structure anatomique. Ainsi, bien que théoriquement inutiles, leur présence aide l'optimiseur durant sa phase de recherche, notamment dans les cas où certaines postures testées ne permettent pas de générer de couple par les muscles, ce qui ferait échouer l'optimisation. Idéalement, la solution finale devrait retourner des valeurs nulles ( $0$  N m) pour tous ces  $\boldsymbol{\tau}_{\text{res}}$ . Dans le cas contraire, ceci est indicateur d'un modèle musculaire déficient ; soit généralement que les muscles sont trop faibles pour réaliser la tâche ou que des chemins musculaires sont incohérents.





La tâche que doit réaliser l’optimiseur consiste à faire bouger l’avatar de sa position initiale jusqu’à arrêter sa main sur une cible située à 15 cm devant le corps à environ la hauteur des yeux. La position initiale imposée est le bras au repos (c’est-à-dire sans vitesse) avec l’humérus pointant vers le bas et le coude plié à  $\approx 90^\circ$  ( $\mathbf{q} = [0.07, 1.4]^T$ ). Aucune condition de test ne déclare d’objectif de Mayer. De son côté, l’objectif de Lagrange varie selon les conditions. Ainsi, un objectif de minimisation de  $\frac{1}{2} \int \boldsymbol{\tau}^T \boldsymbol{\tau}$  (ou  $\frac{1}{2} \int \boldsymbol{\tau}_{\text{res}}^T \boldsymbol{\tau}_{\text{res}}$ ) est déclaré pour toutes les conditions. Cet objectif est modulé par un poids de 1 pour les conditions  $C/\tau^\pm$  et  $C/\tau^\times$ , alors qu’un poids de 100 est utilisé pour les conditions  $C/\alpha$ . Ce poids de 100 permet d’assurer que les  $\boldsymbol{\tau}_{\text{res}}$  soient le plus près possible de zéro. Lorsque des muscles sont présents, ceux-ci sont minimisés avec un poids de 1. Finalement, selon les sous-conditions, afin de minimiser le risque de blessures — en accord avec les hypothèses de pathomécanisme basées sur la fatigue musculaire présentés à la Section 1.1.3 —, la somme quadratique des bassins de fatigue (soit  $M_F^T M_F + M_E^T M_E$  pour  $4_{\text{CC}}$  et  $M_E^T M_E$  pour  $P_E$ ) est minimisée avec un poids de 1000.

Le temps total de l’essai pour toutes les conditions, discrétisées par la méthode des tirs multiples directs (DMS), est fixé à une seconde. Cinquante (50) noeuds de tir sont utilisés, soit une durée de 0.02 seconde par noeud. Cet intervalle est de nouveau séparé en 5 sous-intervalles (soit un sous-intervalle de 0.004 seconde) pour être intégré par RK4<sup>15</sup>, ce qui permet d’ajouter la contrainte de continuité sur les  $\mathbf{x}$ . La solution initiale pour toutes les variables d’optimisation est fixé à 0 à tous les noeuds de tir, sauf pour  $\mathbf{q}$  qui est fixée à la position de départ et à  $M_R$  qui est initialisé à 1 (ce qui totalise un remplissage de 100% pour les conditions  $4_{\text{CC}}$ ) à tous les noeuds. Le problème est construit en variables casadi.MX mappées sur 8 coeurs<sup>16</sup>. Finalement, l’optimiseur Ipopt est utilisé en conjonction avec le solveur linéaire *ma57* (Duff, 2004)<sup>17</sup> pour résoudre l’OCP.

L’objectif de cette étude étant d’explorer la faisabilité d’un modèle de fatigue dans un contexte d’OCP, deux variables principales sont intéressantes. La première est le temps mis par le solveur d’optimisation pour atteindre une solution ; les métriques utilisées sont le

15. Au regards des résultats obtenus avec un RK45 lors des études **E4.1** et **E4.2**, ce temps devrait être suffisant pour éviter que le système ne diverge.

16. Il n’a pas été possible d’utiliser des variables de type casadi.SX, qui sont généralement plus performantes que les variables casadi.MX, puisque la condition  $C/\alpha_{4_{\text{CC}}}$  nécessite plus de 30 Go de mémoire vive (la valeur précise m’est inconnue) sous le format casadi.SX, ce qui est au-dessus des capacités l’ordinateur de test. La raison de cela est, sans trop entrer dans les détails, que le format casadi.MX construit le graphique du code en conservant les appels de fonction, alors que les variables casadi.SX font l’expansion des appels de fonctions au moment de la construction du graphique. La conséquence est que dans le premier cas, les fonctions sont évaluées à l’utilisation de la variable, alors que dans le second, elles sont évaluées préalablement de façon symbolique. Le calcul symbolique entraîne inévitablement une plus grande utilisation de la mémoire vive au moment de la création du graphique du code. L’avantage des variables casadi.SX est leur rapidité d’utilisation puisque les simplifications numériques sont réalisées en amont, ce qui permet de supprimer les calculs redondants.

17. La bibliothèque, distribuée par *Science & Technology Facilities Council*, est disponible à cette adresse <https://www.hsl.rl.ac.uk/catalogue/ma57.html>, site Web visité le 6 janvier 2022.





nombre d'itérations final, le temps total réel (temps rapporté par *perf\_counter()* implémenté dans Bioptim) et le temps moyen par itération (soit le temps total divisé par le nombre d'itération). Le second point d'intérêt est de savoir si l'introduction d'un modèle de fatigue affecte les variables d'optimisation. Il y a plusieurs métriques qui pourraient être utilisées pour évaluer cela ; je limite le choix ici à la somme des RMSE de  $\mathbf{q}$  par rapport à la condition de contrôle correspondante (soit  $C/\tau\emptyset$  pour  $C/\tau^\pm$  et  $C/\tau^\times$  et  $C/\alpha\emptyset$  pour  $C/\alpha$ ). Puisque ces résultats sont déterministes, il n'est pas pertinent de calculer de statistiques sur ces différences.

### 4.2.3. Résultats

Le Tableau 4.4 consigne les résultats sur l'efficacité d'optimisation et la RMSE pour  $\mathbf{q}$  entre les conditions de test. Les Figures 4.9a et 4.9b montrent l'évolution des degrés de liberté de la flexion à l'épaule et au coude respectivement.

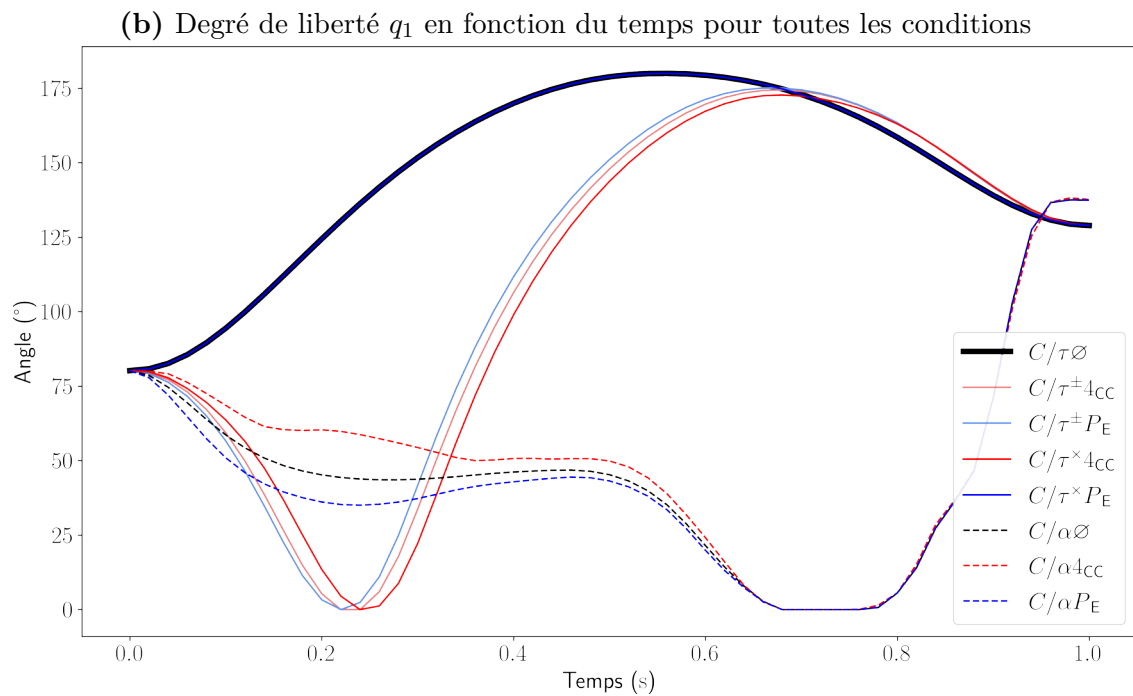
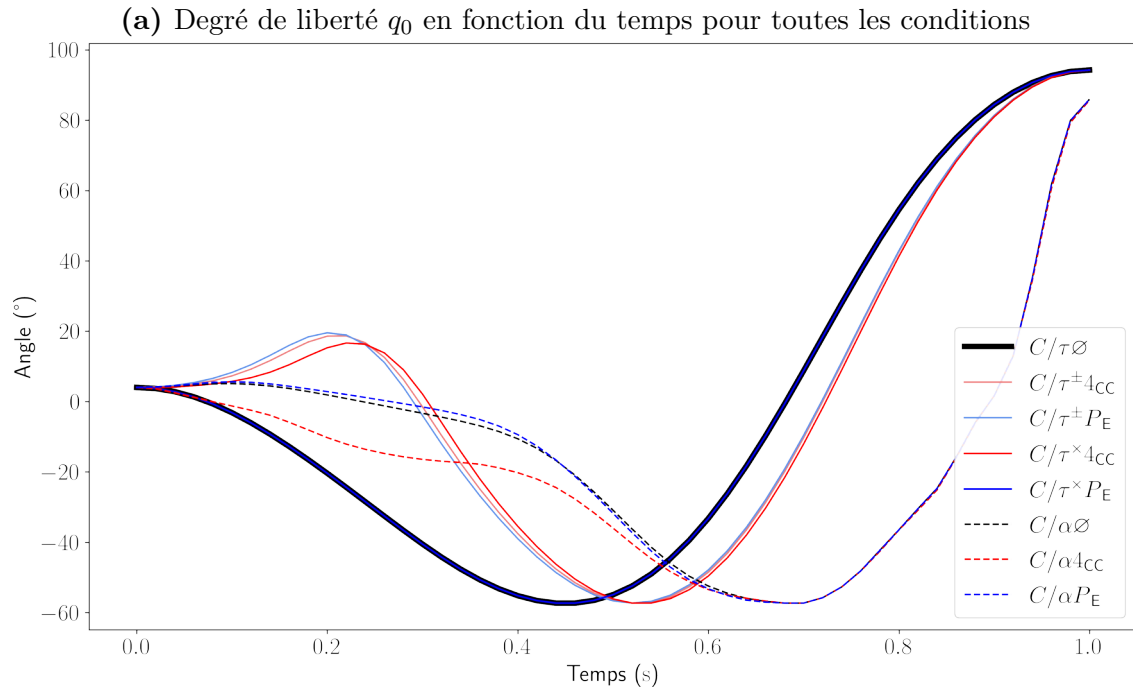
Indépendamment de la dynamique qui pilote les modèles, selon le temps par itération, le modèle de fatigue  $4_{CC}$  est toujours plus lent que le modèle  $P_E$  qui est lui-même toujours plus lent que le modèle sans fatigue ( $\emptyset$ ). Ainsi, de façon générale, la condition la plus lente par itération est celle utilisant le modèle  $4_{CC}$  appliqué aux muscles ( $C/\alpha 4_{CC}$ )<sup>18</sup>. Inversement, la plus rapide (après la condition de référence  $C/\tau\emptyset$ ) est  $C/\tau^\times P_E$ . Enfin, nonobstant l'ajout ou non d'un modèle de fatigue, les temps d'optimisation moyens par itération sont un ordre de grandeur plus important pour la dynamique musculaire comparée à la dynamique articulaire.

La condition  $4_{CC}$  (pilotée par les articulations) est celle qui a la plus grande influence sur la cinématique articulaire par rapport à la condition de base. Inversement, la condition  $C/\tau^\times P_E$  est celle qui a produit le moins de différence avec sa condition de référence.

---

18. Nonobstant le fait que cette condition ne converge pas, cette information demeure pertinente.





**Figure 4.9** – Évolution du degré de liberté à l'épaule de la solution de l'OCP en fonction du modèle de fatigue sélectionné. Les traits noirs représentent les conditions de référence, soit celles sans fatigue. Les teintes chaudes représentent le modèle  $4_{CC}$  et les teintes froides représentent le modèle  $P_E$ . Finalement, les traits pleins sont issus de la dynamique articulaire alors que les traits pointillés sont issus de la dynamique musculaire. À noter que le trait plein noir ( $C/\tau\emptyset$ ) est pratiquement confondu avec le trait plein bleu ( $C/\tau^{\times}P_E$ ).



**Tableau 4.4** – Comparaison des métriques d’efficacité et de comportement entre les modèles de fatigue appliqués sur une dynamique musculaire ou articulaire lors de la résolution d’un OCP

Condition	Nombre de variables/ contraintes	Nombre d’itérations	Temps de calcul (s)	Temps moyen par itération (s/iteration)	$\sum$ RMSE pour $q$ (rad)
$C/\tau\emptyset$	304/202	32	0.853	0.027	—
$C/\tau^{\pm}4_{CC}$	1220/1002	88	5.989	0.068	1.372
$C/\tau^{\pm}P_E$	608/402	62	2.201	0.035	1.335
$C/\tau^{\times}4_{CC}$	1120/1002	139	5.515	0.040	1.409
$C/\tau^{\times}P_E$	508/402	40	1.230	0.031	$1.528 \times 10^{-5}$
$C/\alpha\emptyset$	604/202	121	36.215	0.299	—
$C/\alpha 4_{CC}^*$	1828/1402	1000	645.910	0.646	$2.354 \times 10^{-1}$
$C/\alpha P_E$	910/502	319	102.667	0.322	$9.113 \times 10^{-2}$

\* Condition n’ayant pas convergé (maximum d’itérations atteint)

#### 4.2.4. Interprétation

Le but de cette étude de faisabilité était d’étudier l’utilisation de modèles de fatigue appliqués sur la dynamique de systèmes musculosquelettiques dans un contexte de commande optimale. Le résultat principal est que tous les modèles de fatigue proposés affectent la cinématique articulaire. Ce résultat est important — un modèle de fatigue qui n’affecte pas le résultat est à toute fin pratique inutile —, mais n’est pas trivial. En effet, il n’est pas clair qu’il y ait une différence fondamentale entre minimiser les actions (que ce soit l’activité musculaire ou les efforts généralisés) et minimiser la fatigue causée par ces actions. Ceci est d’autant plus important que, dans un contexte d’optimisation d’un geste à long terme (soit plus long que quelques secondes) comme celui du violon, il est vraisemblablement impossible d’optimiser tout le geste d’un coup, ce qui force l’utilisation de méthodes par horizon glissant. Or, réaliser l’OCP d’un coup permet à l’optimiseur de comprendre les effets d’une stratégie cinématique dès la première seconde sur la fatigue à la fin du geste. Ceci n’est pas possible en horizon glissant puisque les états après la fenêtre de temps sont, par définition, inconnus. Ainsi, le fait que le système réagisse dès les premières secondes est un indice de la pertinence de la méthode même dans un contexte d’horizon glissant. Il existe cependant une interprétation alternative à cette différence, soit celle où une des deux (ou les deux) solutions soit un minimum local. En effet, en s’intéressant à la trajectoire des degrés de liberté (particulièrement dans le cas de  $C/\tau$ ), on remarque une grande différence de stratégie entre les conditions sans fatigue et celles avec fatigue. Or, cette différence disparaît quasiment totalement avec le modèle  $C/\tau^{\times}P_E$ , ce qui suggère que la cause la plus importante de différence n’est pas l’ajout d’un modèle de fatigue, mais plutôt la séparation des  $\tau$  en valeurs positives et négatives. Ceci dit,



même si on accepte cette hypothèse, ce modèle ( $C/\tau \times P_E$ ) — qui semble utiliser globalement la même stratégie cinématique que la condition de référence — génère tout de même une légère différence cinématique avec cette condition. En fait, de mon point de vue,  $C/\tau \times P_E$  présente le comportement le plus attendu d’entre tous ; c’est-à-dire que sur une petite période de temps, la différence observée entre une condition et sa condition de référence devrait être présente, mais faible.

La principale problématique potentielle mise en lumière par cette dernière expérience concerne plutôt les temps d’optimisation dans le cas de la dynamique avec muscles. En effet, en plus d’être d’un ordre de grandeur plus lent par itération en comparaison à la dynamique articulaire, le nombre d’itérations requis pour optimiser le problème est également d’un ordre de grandeur supérieur. Le résultat est un long temps d’optimisation, même dans ce contexte qui utilise un modèle musculosquelettique simpliste dans une tâche qui ne présente pas d’enjeu particulier. Aussi, il est fort probable que l’augmentation du nombre de degrés de liberté du modèle et du nombre de muscles — dont incidemment plusieurs ont des actions redondantes en plus d’être souvent pluriarticulaires — aient un effet sur le temps d’optimisation qui soit supralinéaire<sup>19</sup>. En d’autres termes, il est possible que la dynamique musculaire ait une mauvaise extensibilité lorsqu’elle est utilisée avec un modèle plus réaliste. En conséquence, ceci compromet probablement son utilisation, dans un temps raisonnable, dans un contexte d’horizon glissant sur plusieurs minutes, où *à priori* plusieurs milliers d’optimisation sont à prévoir.

### 4.3. Conclusion sur les études de faisabilité

J’ai proposé, dans ce chapitre, une amélioration au modèles  $3_{CC}$  — sous la forme d’une équation de stabilisation —, en plus de présenter deux nouveaux modèles de fatigues biomécaniques, soit les modèles  $4_{CC}$  et  $P_E$ . L’objectif de ces contributions était de permettre la modélisation de la fatigue dans un contexte de commande optimale. Ainsi, pour le modèle  $3_{CC}$ , un facteur de stabilisation a été proposé afin de simplifier les états initiaux pour l’optimisation. Ce modèle a, par la suite, été de nouveau augmenté par un bassin de perception de l’effort, pour former le  $4_{CC}$ , ce qui a permis de masquer l’asymptote permettant au modèle  $3_{CC}$  de ne jamais se fatiguer dans des conditions de faibles intensités. Finalement, le bassin de perception de l’effort a été conservé seul pour former le modèle  $P_E$  qui est un modèle simpliste, mais potentiellement suffisant pour intégrer la fatigue musculaire dans des simulation prédictives de mouvements répétitifs à faible charge, modélisation encore jamais réalisée à notre connaissance. Ainsi, le principal avantage de ce modèle est qu’il semble être utilisable dans un contexte d’horizon glissant. De façon importante, les résultats ont montré

<sup>19</sup>. Dans le sens où doubler un de ces éléments résulte en un temps d’optimisation qui soit plus grand que le double.



que la cinématique articulaire optimisée lors d'un mouvement simple est sensible à la présence de n'importe lequel de ces modèles de fatigue, même pour un mouvement aussi court qu'une seconde.

L'étude de faisabilité (**E4.3**) ne permet cependant pas d'établir de façon certaine la stratégie à adopter dans un cas de simulation plus complexe ; soit, par exemple, dans le cas de l'utilisation d'un modèle musculosquelettique avec beaucoup de degrés de liberté et de muscles. En effet, les temps observés lors de l'utilisation d'une dynamique avec muscles laissent présager une mauvaise extensibilité, ce qui compromettrait son utilisation dans un contexte de commande optimale. L'application de la fatigue directement à l'articulation via le modèle simplifié  $P_E$  semble cependant être une alternative réaliste. Celui-ci a, en effet, obtenu des résultats de mouvements légèrement différents à une condition sans fatigue, en plus de n'être que légèrement plus coûteux en termes de temps d'optimisation. Le prochain chapitre intègre ces conclusions pour finalement monter un problème de commande optimale qui simule un mouvement violonistique.



# Chapitre 5

---

## Étude 3 : Synthèse de mouvement d'une tâche de fatigue d'un geste violonistique

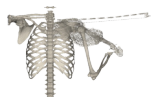
Les éléments discutés dans le précédent chapitre avaient pour objectif de mettre en place les bases de l'utilisation d'un modèle de fatigue en biomécanique dans un contexte de synthèse de mouvement. Les modèles proposés ont été testés sur un problème de commande optimale (OCP) qui a permis de montrer la viabilité de l'approche pour un modèle de fatigue simple. Le présent chapitre étend ces conclusions à un modèle musculosquelettique plus près de la physiologie et de l'anatomie humaines, et propose un algorithme de synthèse de mouvement pour un mouvement qui ressemble à celui d'un ou une violoniste sur une période de 10 minutes de jeu.

Tout comme pour le chapitre précédent, bâtir ce problème de synthèse de mouvement s'est fait de façon itérative. Je présente donc, au cours de ce chapitre, les étapes et écueils qui ont mené au développement de l'approche finale, soit la commande par modèle non linéaire multicycles (NMPC multicyclique).

### 5.1. Lien de l'étude avec les objectifs de la thèse

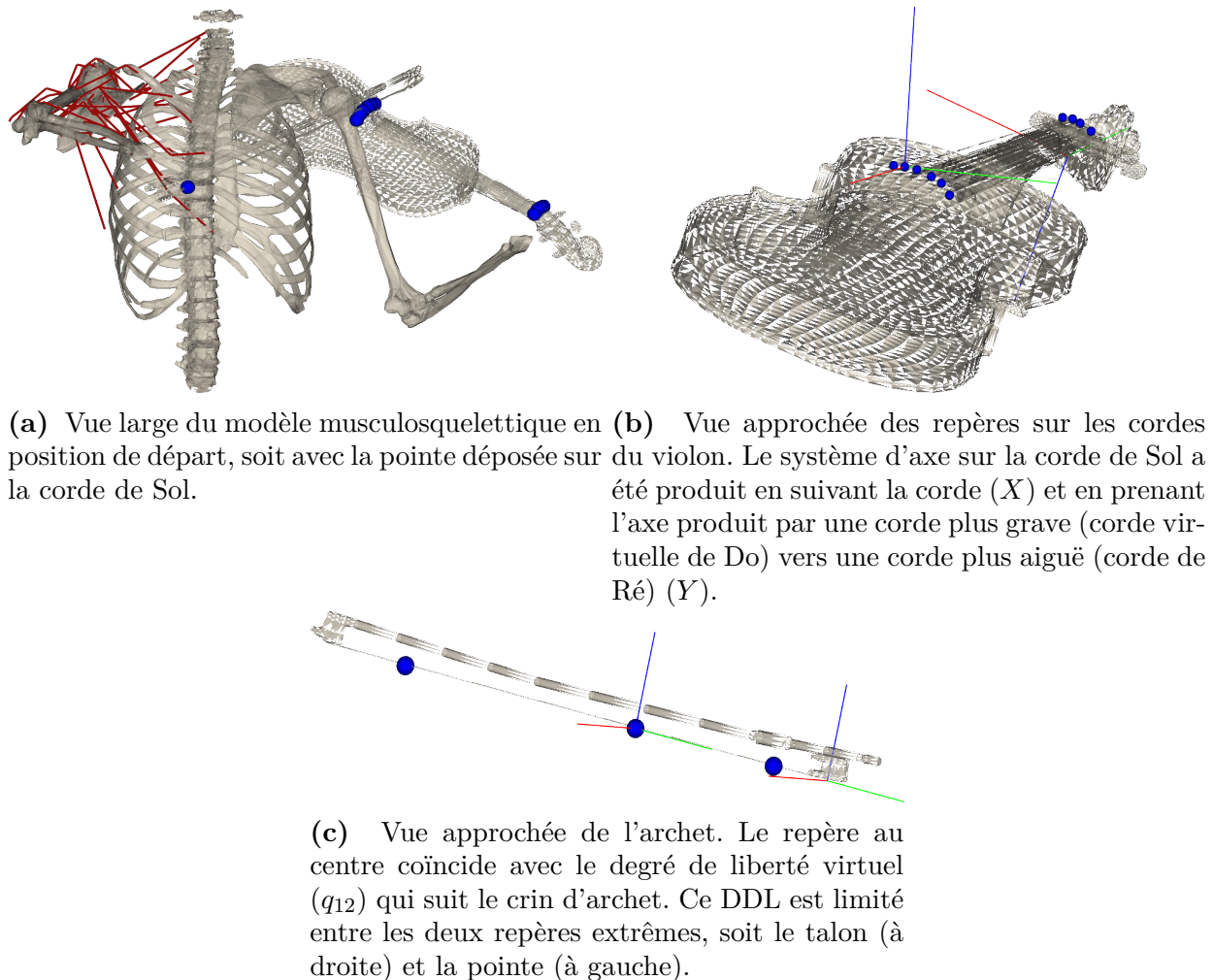
L'objectif de ce chapitre — en lien avec l'objectif spécifique de la thèse **S.3** — est d'étudier par synthèse de mouvement la modification de la technique de jeu au violon qui minimise de façon optimale l'accumulation de fatigue au cours du temps. Pour ce faire, le premier sous-objectif spécifique **S.3.1** est de proposer une méthode réaliste et viable de synthèse optimale de mouvement en contexte de jeu violonistique à long terme. Ensuite, pour le second sous-objectif spécifique **S.3.2**, cette méthode sera utilisée pour comparer des techniques de jeu sans modèle de fatigue et avec modèle de fatigue.

Nous faisons l'hypothèse que les techniques obtenues seront réalistes, sensiblement différentes et permettront de dégager des philosophies de jeu utilisables par de vrais musiciens.



## 5.2. Définition de l'avatar-musicien

L'avatar-musicien (représenté à la Figure 5.1a) est l'interface contrôlée par l'optimiseur pour générer les mouvements. Le modèle choisi, pour les raisons discutées dans la revue de la littérature (voir Section 1.2.5), est le modèle de Wu *et al.* (2016)<sup>1</sup>. Initialement distribué sous OpenSim, il a manuellement été réimplémenté en Biorbd pour cette étude<sup>2</sup>. De plus, pour mieux correspondre aux besoins de l'étude, quelques modifications, consignées ci-bas, ont été apportées au modèle.



**Figure 5.1** – Avatar-musicien positionné avec l'archet sur le violon. Les repères sont représentés par des sphères bleues, les muscles sont représentés par des traits rouges et systèmes d'axes en rouge ( $X$ ), vert ( $Y$ ) et bleu ( $Z$ ).

1. Dues à certaines incohérences pour les moments d'inertie de la clavicule et de la scapula, celles-ci ont été remplacées par celles de Quental *et al.* (2012)

2. Le modèle peut être téléchargé à l'adresse <https://github.com/pariterre/ViolinOptimalControl> avec le commit #b638dd50efc6ed02d42dde71cd17c9031a5c456 étiqueté *PhD*, dans le dossier *PhdThesis/ViolinMovementSynthesis/models*.



Premièrement, le modèle a été symétrisé par l’ajout du bras gauche. Pour ce faire, les angles d’Euler ont été extraits de la matrice de passage (Eberly, 2008) entre les segments du bras droit et leur segment parent respectif, en supposant arbitrairement une séquence d’angles  $XYZ$ . De ces angles, ceux  $X$  et  $Y$  ont, par la suite, été opposés pour faire une symétrie de rotation selon le plan sagittal (miroir gauche-droite). Enfin, les angles d’Euler symétrisés ont été réexprimés en matrice de passage, en utilisant la même séquence d’angles ( $XYZ$ ), puis positionnés sur leur parent symétrisé respectif, au même endroit, mais avec la composante de translation médio-latérale (soit, l’axe  $Z$ ) opposée<sup>3</sup>.

Pour compléter l’avatar-violoniste, un violon et un archet — les paramètres inertiels ont été basés sur les dimensions et masses standardisées en approchant leur forme par un prisme rectangulaire (Making the violin, 2020; String vibes, 2020) — ont été ajoutés aux mains gauche et droite, respectivement. Pour le violon, des repères ont été ajoutés (voir Figure 5.1b) sur chacune des cordes près du chevalet à l’endroit du contact attendu entre elles et l’archet ainsi que sur les cordes près de la tête du violon à l’endroit où repose la main gauche. En plus de ces repères, des repères virtuels ont été ajoutés près du chevalet aux endroits où seraient situées une corde plus grave et une corde plus aiguë supplémentaires. Cela est fait en complétant un arc de cercle produit par les cordes existantes et en projetant sur cet arc de cercle la distance moyenne entre les cordes à gauche et à droite de la corde la plus grave et celle la plus aiguë, respectivement. Finalement, grâce à ces repères sur les cordes, un système d’axe a été construit pour chaque corde, où l’axe  $X$  est créé par les repères au chevalet d’une corde directement plus grave vers celui sur la corde directement plus aiguë ; l’axe  $Y$  (recalculé après avoir défini le plan  $XZ$ ) est défini par le repère à la corde près du chevalet vers celui à la tête du violon. L’utilité de ce système d’axe est discuté dans la Section 5.3.1.4. Pour l’archet (voir Figure 5.1c), l’axe  $Y$  est défini par son axe longitudinal et l’axe  $Z$  (recalculé après avoir défini le plan  $XY$ ) est défini comme sortant vers le haut de l’archet lorsqu’il est posé à plat.

Un total de 13 degrés de liberté (DDL), tous du côté droit, sont déclarés dans le modèle et sont rapportés dans le Tableau 5.1. Aux 11 DDL du modèle de membre supérieur, un DDL supplémentaire est ajouté pour la direction de l’archet ( $Z$ ) afin de modéliser le contrôle de l’archet par les doigts ainsi qu’un DDL virtuel de translation suivant le crin ( $Y$ ) de l’archet. La raison d’être de ce DDL ( $q_{12}$ ) est discutée dans la définition de l’OCP, à la Section 5.3.1.4. Afin de conserver le nombre de DDL du modèle à un niveau suffisamment bas, aucun DDL n’est déclaré du côté gauche et ce membre est fixé à une position qui ressemble à la posture d’un violoniste. Puisque les angles articulaires ne sont pas directement interprétés, à tout le moins pas durant l’optimisation, les séquences d’angles ont été choisies sans égards à leur interprétabilité biomécanique, mais simplement pour assurer l’absence de blocage de

3. Une autre approche de symétrisation aurait été de déclarer les matrices de passage comme des matrices mains gauches, mais cette approche n’est pas implémentée dans les bibliothèques Biorbd et RBDL.





cardan lors de l'optimisation. Ceci explique que les séquences d'angles ne respectent pas nécessairement celles proposées par l'ISB (Wu *et al.*, 2005) ou par Šenk et Chèze (2006).

**Tableau 5.1** – Degrés de liberté (DDL) du côté de l'archet (côté droit) de l'avatar-musicien.

Articulation	Nom DDL	Indice DDL	Axe
Sternoclaviculaire	Dépression	0	$X$
	Protraction	1	$Y$
Acromioclaviculaire	Rotation latérale	2	$X$
	Bascule antérieure	3	$Y$
Glénohumérale	Élévation négative	4	$X$
	Flexion	5	$Z$
	Rotation interne	6	$Y$
Coude	Flexion	7	$Z$
	Pronation	8	$Y$
Poignet	Déflexion ulnaire	9	$X$
	Flexion	10	$Z$
Archet	Direction	11	$Z$
	Crin (Translation)	12	$Y$

Les DDL sont ici rapportés dans le même ordre que leur séquence d'angle avec le nom donné à la direction positive de la rotation et leur axe respectif. Les axes  $X$ ,  $Y$  et  $Z$  correspondent respectivement aux axes sagittal, vertical et latéral.

Les dernières modifications concernent le modèle musculaire. Ainsi, seuls les muscles actionnant l'épaule droite ont été conservés. Ensuite, afin de réduire le coût d'utilisation du modèle, tous les objets de contournement ont été retirés. Pour atténuer l'effet de ces retraits, quelques points de passage ont été visuellement déplacés afin d'assurer que les chemins musculaires demeurent relativement cohérents dans l'espace de mouvement attendu lors du jeu au violon. Cependant, ces modifications manuelles rendent le modèle de conversion des activations musculaires ( $\alpha$ ) en forces musculaires ( $F_m$ ) (initialement le modèle de Thelen (2003)), pratiquement impossible à utiliser dû, notamment, à des longueurs de tendon au



repos rendues incohérentes<sup>4</sup>. Une fonction de conversion idéalisée (soit  $F_m = \alpha F_{\max}$ ) est donc utilisée en remplacement.

## 5.3. Étude E5.1 — Un aller-retour de l’archet optimisé par commande optimale

Dans cette première étude, un seul aller-retour de l’archet sur le violon en une seconde est optimisé via un OCP. L’intérêt de ce premier OCP, comme on le verra dans les études subséquentes de ce chapitre, est qu’il est la première itération<sub>NMPC</sub><sup>5</sup> des problèmes par horizon glissant. Il s’agit donc d’un bon point de départ pour tester la faisabilité de la résolution en situation écologique d’un problème d’OCP de fatigue au violon sur le long terme par horizon glissant.

### 5.3.1. Méthode

5.3.1.1. *Les généralités.* Pour cet OCP, les mêmes conditions que pour **E4.3**, du chapitre précédent, sont utilisées<sup>6</sup>. Ainsi, les dynamiques articulaires ( $C/\tau$ ) et musculaires ( $C/\alpha$ ) sont testées dans des conditions sans fatigue ( $\emptyset$ ) ou avec les modèles  $4_{CC}$  et perception de l’effort ( $P_E$ ). Cependant, pour les raisons évoquées à la précédente étude, les conditions séparant les efforts généralisés (soit  $C/\tau^\pm$ ) ne sont pas incluses, pour un total de six conditions. En outre, ceci permet de simplifier la nomenclature pour la suite du chapitre en référant à la condition sans séparation (négative et positive) des efforts généralisés (précédemment nommée  $C/\tau^\times$ ) simplement par  $C/\tau$ .

Le modèle musculosquelettique, présenté à la section précédente, est utilisé. Pour les conditions avec fatigue, celui-ci est augmenté par les modèles de fatigue  $4_{CC}$  et  $P_E$  (voir la Section 4.1.3 pour le détail de ces modèles). Bioptim (version 2.2.0) est utilisé pour discrétiser

---

4. La principale difficulté vient de la paramétrisation des points de passage dans un contexte où l’articulation d’intérêt (ici l’épaule) est une articulation qui utilise une large portion de l’espace tridimensionnel. En effet, alors qu’en deux dimensions, les points de passage musculaires sont plutôt simples à utiliser, lorsque le segment change d’orientation dans plus d’un plan (particulièrement dans le cas des rotations axiales), le mouvement de ces points de passage devient difficile à prédire, rendant l’étirement musculaire incohérent par rapport à la réalité. Une solution est alors d’affecter — et surtout paramétrer — des coefficients de proportionnalité en fonction des angles du ou des articulations que le muscle traverse; ce qui est à la fois un problème combinatoire et pratiquement impossible à automatiser. Ainsi, comme on le devine, le développement et la paramétrisation d’un modèle musculosquelettique est un projet de doctorat en soi, envers lequel je n’ai personnellement, en toute honnêteté, que peu ou pas d’intérêt. D’autant que, comme les résultats de la première étude (**E5.1**) le montreront, l’utilisation d’un modèle musculaire est, dans le contexte de cette thèse, encore largement au-dessus des capacités de calcul.

5. Afin de différencier les itérations de l’optimiseur des itérations correspondant à chaque résolution d’OCP lors d’un NMPC, j’ajoute cet indice aux itérations associées à ce dernier.

6. Les codes pour générer les résultats, tableaux et figures de ce chapitre peuvent être obtenus à l’adresse <https://github.com/pariterre/ViolinOptimalControl> avec le *commit* #b638dd50efc6ed02d42def71cd17c9031a5c456 étiqueté *PhD*, dans le dossier `PhDThesis/ViolinMovementSynthesis/`.



le problème d'une durée d'une seconde par la méthode des tirs multiples directs (DMS), à raison de 50 noeuds de tir, ce qui équivaut à 0.02 seconde par intervalle. Le problème est construit en utilisant des variables casadi.MX mappées sur 8 coeurs et l'intégration est réalisée par une méthode RK4, où chaque intervalle est subdivisé en cinq, représentant un temps de 0.004 s.

Finalement, l'optimiseur Ipopt est utilisé en conjonction avec le solveur linéaire *ma57* pour résoudre l'OCP. Afin de diminuer le temps total d'optimisation, une préoptimisation — dont le maximum d'itération est fixé à 100 —, qui utilise une approximation BFGS, est réalisée. Par la suite, en utilisant la solution partiellement préoptimisée comme solution initiale, le problème est de nouveau optimisé, en utilisant, cette fois, le calcul exact de la hessienne, avec un maximum de 1000 itérations<sup>7</sup>.

5.3.1.2. *Les variables d'états et de contrôle.* Les variables d'états ( $\mathbf{x}$ ) et de contrôles ( $\mathbf{u}$ ) de l'OCP sont identiques à ce qui est décrit pour l'expérience **E4.3** (voir la Section 4.2.2 pour les détails), mais sans les conditions associées à  $C/\tau^\pm$ .

À chacune des variables composants les vecteurs  $\mathbf{x}$  et  $\mathbf{u}$ , des limites minimales et maximales sont fixées. Ainsi, pour les coordonnées généralisées ( $\mathbf{q}$ ), dans toutes les conditions, le modèle est contraint de demeurer à l'intérieur des limites anatomiques visuellement déterminées et le DDL virtuel de l'archet est limité à l'intervalle du crin de l'archet<sup>8</sup>. Les vitesses généralisées ( $\dot{\mathbf{q}}$ ) sont, quant à elles, arbitrairement limitées de  $-10\pi$  à  $10\pi$  rad/s pour tous les DDL. Afin de forcer une certaine cyclicité de l'OCP, une contrainte sur le noeud final de tous les états associés à la cinématique (soit  $\mathbf{q}$  et  $\dot{\mathbf{q}}$ ) est ajoutée. Cette contrainte consiste à limiter les valeurs de l'état final dans un intervalle de  $\pm 0.1$  fois l'étendue entre les bornes maximale et minimale de la variable autour de la valeur de cette même variable au noeud initial. Deux raisons supportent l'idée de ne pas forcer une contrainte de cyclicité stricte. Premièrement, des tests préliminaires ont montré que l'optimiseur Ipopt avait de grandes difficultés à faire converger des problèmes contraints à la fois au début et à la fin. Ceci peut être dû à l'aspect boucle fermée du problème (qui est un problème difficile en soi) ou au fait

7. Le calcul de la hessienne par BFGS est obtenu en utilisant l'option *limited-memory* pour l'approximation de la hessienne dans Ipopt. L'avantage de l'approximation BFGS est qu'elle est plus rapide par itération que la version par calcul exact. Ainsi, elle permet de prendre une mauvaise solution initiale fournie à l'optimiseur et d'en obtenir rapidement une meilleure à relativement faible coût. Cependant, une fois dans le voisinage de la solution optimale, cette approximation a, par expérience, tendance à ne pas bien converger, d'où le fait de prématurément forcer son arrêt à 100 itérations pour ensuite utiliser le calcul exact de la hessienne. Il est à noter qu'aucune des optimisations n'a convergé avant l'atteinte de ces 100 itérations, résultant dans tous les cas en des solutions partiellement préoptimisées.

8. Les valeurs exactes (en radian) sont :

$$\mathbf{q}_{\min} = [-0.1, -0.15, -0.5, -0.05, -\frac{\pi}{2}, -\frac{\pi}{4}, -\frac{\pi}{2}, 0.05, -\frac{\pi}{2}, -1.0, -\frac{\pi}{5}, -\frac{\pi}{5}, -0.55]^T$$

$$\mathbf{q}_{\max} = [0.1, 0.3, 0.1, 0.5, 0.1, \pi, \frac{\pi}{2}, \frac{3\pi}{4}, \frac{\pi}{2}, 0.6, \frac{\pi}{12}, \frac{\pi}{25}, -0.07]^T$$



que dans le cas où ni le début ni la fin ne sont fixées (autrement que par une contrainte d'égalité entre eux), alors le problème devient plat près de la solution optimale ; la raison étant que l'ensemble de la solution peut être glissée vers la gauche ou la droite sans changer la valeur de la fonction objectif. Convexifier le problème au noeud initial (ou final) en ajoutant un objectif cible à ce noeud pourrait cependant aider dans ce deuxième cas, à condition d'avoir un objectif pertinent à déclarer. La seconde objection concerne directement le problème au violon. L'état initial pour les  $\mathbf{q}$  (qui est présenté un peu plus loin) est déterminé de façon statique. Or, il est fort probable que cette position ne fasse en fait pas partie de la solution optimale lorsque l'on prend en compte la relation dynamique avec les noeuds suivants (et précédents). Il est donc nécessaire qu'au moins le premier ou le dernier noeud soient libres afin de permettre à l'optimiseur de prendre en compte cette dynamique.

Les  $\tau$  (ainsi que les  $\tau_{\text{res}}$ ) sont arbitrairement limitées à des valeurs qui génèrent des activations articulaires de l'ordre de 20 à 30% de l'effort maximal à l'épaule, soit 30 N m pour chaque articulation (valeur dont l'ordre de grandeur est inspirée de Golebiewska *et al.* (2008)) sauf pour  $\tau_1$  et  $\tau_2$  qui prennent respectivement les valeurs bornes de  $\pm 15$  et  $\pm 12$ <sup>9</sup>. Puisqu'un objectif de minimisation est appliqué aux efforts généralisés — en d'autres mots, qu'il est attendu que ces bornes ne seront jamais atteintes —, la seule influence attendue de cette valeur est son effet sur l'augmentation de la fatigue au cours du temps. Les activations musculaires sont, quant à elles, limitées de 0 à 100%. Finalement, les limites de tous les bassins de fatigue sont fixées de 0 à 100%, sauf pour  $M_E$  dont la limite maximale est fixée à 80% afin de modéliser l'échec dû à la fatigue<sup>10</sup>. Ce choix de 80% comme limite maximale est arbitrairement fixé, quoiqu'il s'apparente à la valeur classiquement utilisée comme critère d'arrêt dans les tâches de fatigue, soit 8/10 sur l'échelle de Borg (Borg, 1982; Yang *et al.*, 2018; Ziane, 2021).

Les variables d'optimisation sont initialisées de la façon suivante. Chaque composante des  $\mathbf{x}$  ( $\mathbf{q}$ ,  $\dot{\mathbf{q}}$  et les états de fatigue ( $\mathbf{f}$ )) est initialisée d'une façon propre, avec la même valeur à chaque noeud. Pour les  $\mathbf{q}$ , une position avec l'archet à la pointe<sup>11</sup> est déterminée via une préoptimisation sans objectif qui respecte les contraintes cinématiques du premier noeud, sans égards aux aspects dynamiques de l'OCP. Les  $\dot{\mathbf{q}}$  sont, quant à eux, arbitrairement initialisés à 0. Enfin, les  $\mathbf{f}$  sont initialisés à 0, sauf pour le bassin  $M_R$  (lors de l'utilisation du modèle 4<sub>CC</sub>) qui est initialisé à 100% afin de totaliser un remplissage de 100%. Les états initiaux (c'est-à-dire au premier noeud) sont ensuite contraints à demeurer à ces valeurs de

9. Ces nombres ont été obtenus en optimisant une première fois le geste avec une limite très grande, puis en comparant la réponse de cette optimisation avec les ordres de grandeur souhaités pour les efforts généralisés à l'épaule.

10. Il n'est évidemment pas attendu que cette valeur soit atteinte lors d'un seul aller-retour de l'archet, mais cette limitation deviendra pertinente dans les études sur plusieurs minutes de jeu.

11. « L'archet à la pointe » signifie que la tête de l'archet est déposée sur une corde (près du chevalet).



solutions initiales. De leur côté, tous les  $\mathbf{u}$  ( $\boldsymbol{\tau}$  et  $\boldsymbol{\alpha}$ ) sont trivialement initialisés à 0 à tous les noeuds.

5.3.1.3. *Les fonctions objectifs.* La tâche que doit réaliser l'optimiseur consiste à faire bouger l'avatar-musicien de façon à recréer un mouvement d'aller-retour de l'archet sur un violon en exactement une seconde. Alors qu'aucune fonction de Mayer n'est déclarée pour cet OCP, plusieurs fonctions de Lagrange le sont. Afin de faciliter la présentation des fonctions objectifs, j'en distingue trois catégories. La première représente les consignes associées au jeu violonistique, la seconde concerne la minimisation d'éléments liés à la dynamique du système et la dernière sont les fonctions objectifs de stabilisation qui aident l'optimiseur à résoudre l'OCP. La fonction de Lagrange est ainsi la somme des fonctions objectifs suivantes :

— Fonction coût associé au jeu :

—  $\omega_{\ddot{\mathbf{q}}} \times \ddot{\mathbf{q}}^T \ddot{\mathbf{q}}$ , où  $\omega_{\ddot{\mathbf{q}}} = 10$ , pour minimiser les mouvements brusques et ainsi modéliser un son constant ;<sup>12</sup>

—  $\omega_{M_E} \times M_E^T M_E$ , où  $\omega_{M_E} = 1000$ , pour minimiser la fatigue ;<sup>13</sup>

— Minimisation des contrôles ( $\mathbf{u}$ ) :

—  $\omega_{\boldsymbol{\tau}} \times \boldsymbol{\tau}^T \boldsymbol{\tau}$ ,  $\omega_{\boldsymbol{\tau}} = 1000$  ;<sup>14</sup>

—  $\omega_{\boldsymbol{\alpha}} \times \boldsymbol{\alpha}^T \boldsymbol{\alpha}$ ,  $\omega_{\boldsymbol{\alpha}} = 100$  ;<sup>15</sup>

— Fonctions objectifs de stabilisation :

—  $\omega_s \times (\mathbf{q}^T \mathbf{q} + \dot{\mathbf{q}}^T \dot{\mathbf{q}})$ , où  $\omega_s = 0.01$  ;

—  $\omega_{\Delta\boldsymbol{\tau}} \times \Delta\boldsymbol{\tau}^T \Delta\boldsymbol{\tau}$  où  $\omega_{\Delta\boldsymbol{\tau}} = 200$ .

5.3.1.4. *Les fonctions de contrainte.* En plus des limites sur les variables d'optimisation déjà présentées et des contraintes de continuité inhérentes à la méthode par DMS, des fonctions de contraintes associées au jeu au violon sont ajoutées. La première concerne la position de l'archet dans l'espace qui doit reposer en tout temps sur la corde. Pour ce faire, la position du DDL virtuel ( $q_{12}$ , soit celui en translation qui suit le crin de l'archet) est contraint d'être confondu en tout temps<sup>16</sup> avec le repère de la corde près du chevalet. Une seconde contrainte est appliquée sur ce même DDL ( $q_{12}$ ) qui est contraint d'être au maximum éloigné de  $\pm 1$  cm d'une fonction pré-déterminée. Cette fonction ( $y$ ), issue de l'intégration par partie de fonctions sinus et constantes, a été spécifiquement conçue pour ressembler au mouvement de l'archet sur le violon. Ainsi, une intégration par rectangles (résultat représenté à la

12. Cette fonction objectif n'est utilisée que dans les conditions  $C/\tau$  puisque, pour des raisons encore inconnues, elle empêche la convergence pour les conditions  $C/\alpha$ .

13. Uniquement dans les conditions où la fatigue est présente.

14. Les mêmes valeurs sont utilisées pour  $\boldsymbol{\tau}_{\text{res}}$  dans les conditions  $C/\alpha$ .

15. Uniquement dans les conditions  $C/\alpha$

16. Pour rappel, ces contraintes d'égalités ne sont validées qu'aux noeuds.



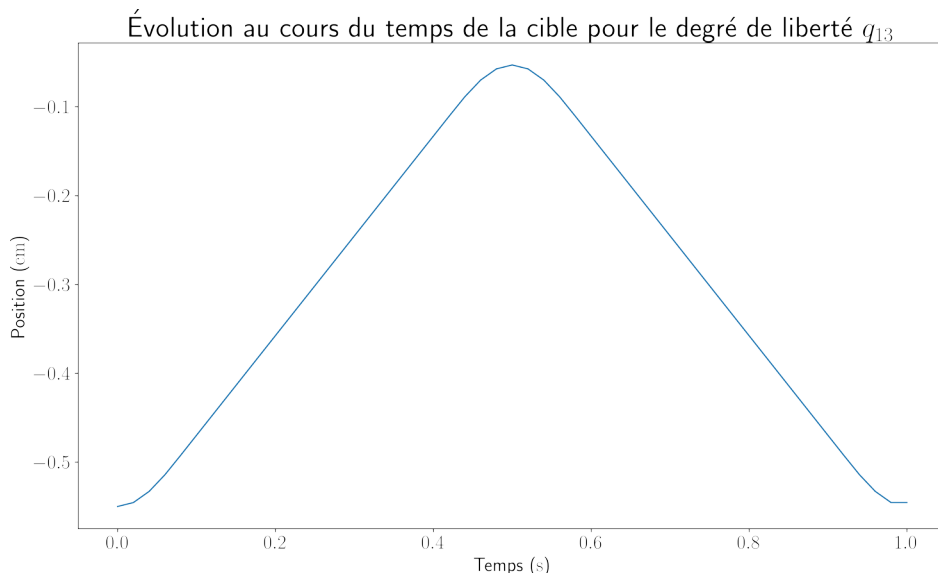
Figure 5.2) est utilisé sur la fonction suivante :

$$y = \int_0^T \left\{ \begin{array}{ll} x_0 \sin(x_1 \times t), & \text{si } 0 \leq t < \frac{p}{4} \\ x_0, & \text{si } \frac{p}{4} \leq t < \frac{T}{2} - \frac{p}{4} \\ x_0 \sin(x_1 \times (t - \frac{T}{2} - \frac{p}{2})), & \text{si } \frac{T}{2} - \frac{p}{4} \leq t < \frac{T}{2} + \frac{p}{4} \\ -x_0, & \text{si } \frac{T}{2} + \frac{p}{4} \leq t < T - \frac{p}{4} \\ -x_0 \sin(p \times (T - t)), & \text{si } T - \frac{p}{4} \leq t \leq T \end{array} \right\} dt + q_{12_{\min}}$$

avec  $p = T\pi/x_1$ , où  $T$  qui est la période d'oscillation arbitrairement fixée à 2,  $q_{12_{\min}}$  est la valeur minimale du DDL  $q_{12}$  (qui correspond à la position de la pointe de l'archet, soit  $-0.55$  m), et  $x_0$  et  $x_1$  sont respectivement égales à 0.561 et 10.000 et ont été obtenues par l'optimisation quadratique suivante :

$$\min_{x_0, x_1} (v - x_0)^2 + (a - x_1)^2 + 1\,000\,000 \times \left( \frac{y^{\frac{T}{2}-2} + y^{\frac{T}{2}+2}}{2} - q_{12_{\max}} \right)^2$$

où  $v$  et  $a$  sont des vitesses et accélérations cibles prenant respectivement les valeurs de 10 et 0.5,  $y^{\frac{T}{2} \pm 2}$  est la valeur de la fonction  $y$  évaluée à 2 éléments avant et après l'élément central (où le nombre de points est égal à 51) et  $q_{12_{\max}}$  est la valeur de la borne maximale du DDL  $q_{12}$  et correspond à la position du talon de l'archet, soit  $-0.07$  m. Finalement, la fonction  $y$  est rééchantillonnée afin de correspondre au temps de l'OCP, soit  $T = 1$  s (voir Figure 5.2). Cette contrainte équivaut à jouer avec une vitesse constante avec un changement de direction lorsque l'archet atteint ses extrémités.



**Figure 5.2** – Fonction cible pour le DDL  $q_{12}$ .

Enfin, la dernière contrainte concerne la direction de l'archet par rapport au violon. Il est, en effet, communément admis chez les violonistes, et en partie expérimentalement corroboré



par Ancillao *et al.* (2017)<sup>17</sup>, que l’archet doit être perpendiculaire à la corde afin d’avoir un son optimal. Ainsi, le système d’axe de la corde (celui construit avec les cordes directement plus grave et aiguë) est contraint de demeurer colinéaire avec le système d’axe de l’archet (Figure 5.1). Ceci est réalisé en forçant les angles d’Euler extraits de la matrice de passage entre ces deux systèmes d’axes (en utilisant arbitrairement la séquence d’angle  $XYZ$ ) à être égaux à 0 rad.

Ensemble, toutes ces contraintes forcent un mouvement de l’archet sur le violon à ressembler au mouvement attendu pour un jeu violonistique.

### 5.3.2. Résultats

Les résultats comparatifs des temps d’optimisation sont consignés dans le Tableau 5.2. À noter que le nombre d’itérations et les temps rapportés n’incluent pas la phase de pré-optimisation de 100 itérations par l’approximation BFGS de la hessienne. La raison est que ce temps devient marginal par rapport au temps total lorsque le problème est converti en un problème d’horizon glissant pour un grand nombre d’itérations<sub>NMPC</sub>, faisant d’elle la valeur qui importe réellement.

Hormis pour la condition  $C/\tau 4_{CC}$  qui n’a pas convergé<sup>18</sup>, les conditions les plus rapides — autant en nombre d’itérations qu’en durée par itération — sont celles pilotées par les efforts généralisés ( $C/\tau$ ). L’ordre de grandeur du temps total d’optimisation de ces mêmes conditions est de la minute et passe à l’heure pour les conditions musculaires ( $C/\alpha$ ). Concernant l’effet de la fatigue sur la cinématique, toutes les conditions ont eu un effet qui modifie le mouvement, pour une RMSE de l’ordre de  $10^{-5}$  à  $0.5^\circ$  par rapport à leur condition de référence respective.

### 5.3.3. Interprétation

Pour cette première étude, un avatar-musicien fatigable, piloté par les articulations et les muscles, a été utilisé dans différentes conditions de fatigue. En plus de générer des premiers résultats liés au mouvement de violon, l’objectif de cette étude était la mise en place de l’OCP d’un premier aller-retour du bras qui pourra être ensuite utilisée comme base pour l’optimisation de multiples allers-retours en horizon glissant.

Le principal constat de cette première étude est le contraste marqué entre les temps d’optimisation pour les conditions avec et sans muscles. Alors que cette différence était attendue, son ampleur demeure frappante. La principale source de cette différence semble être le nombre d’itérations réalisées avant l’atteinte de la convergence qui est de 10 à 30 fois plus

17. Ancillao *et al.* (2017) ne mesurait pas à proprement parlé l’angle entre la corde et l’archet, mais entre le violon et l’archet. Les résultats de cette étude montre un angle d’un peu moins de  $10^\circ$  entre les deux. Si l’on considère que l’angle entre le violon et la corde est du même ordre de grandeur, alors l’archet est bel et bien perpendiculaire à la corde.

18. Puisque cette optimisation n’a pas convergé, ses résultats ne sont pas discutés dans cette section.





**Tableau 5.2** – Comparaison des métriques d’efficacité entre les modèles de fatigue appliqués sur une dynamique musculaire ou articulaire lors de la résolution d’un OCP†

Condition	Nombre de variables/ contraintes	Temps de calcul (s)	Nombre d’itérations	Temps moyen par itération (s/itération)	$\sum$ RMSE pour q (rad)
$C/\tau\emptyset$	1976/1307	37.7	13	2.899	—
$C/\tau 4_{CC}^*$	7280/6507	3162.0	1000	3.162	N/A
$C/\tau P_E$	3302/2607	42.4	14	3.031	$1.741 \times 10^{-6}$
$C/\alpha\emptyset$	3676/1307	4264.4	175	24.368	—
$C/\alpha 4_{CC}^*$	10612/8107	24528.9	1000	24.529	N/A
$C/\alpha P_E$	5410/3007	11466.8	465	24.660	$3.043 \times 10^{-6}$

† Le nombre d’itérations et les temps rapportés n’incluent pas la préoptimisation de 100 itérations en utilisant l’approximation BFGS

\* Condition n’ayant pas convergé (maximum d’itérations atteint)

grand. Il est difficile de donner une raison précise qui explique cette différence. L’augmentation de la non linéarité de la dynamique dans un contexte d’optimisation par descente de gradient est une cause probable pour cette difficulté de convergence. Dans ce cas, l’utilisation d’une dynamique implicite serait une avenue à explorer pour faciliter cette convergence. Une autre raison peut être le fait que le modèle musculaire ait été modifié à la main, créant potentiellement des chemins musculaires incohérents. Ce dernier point devrait cependant être relativement mitigé par la présence d’efforts résiduels dont l’objectif est justement de suppléer à des muscles problématiques. En fait, les interactions qui existent dans l’OCP — notamment, les fonctions objectifs concurrentes et leur poids respectifs, le temps d’intégration dictés par le nombre de noeuds et de sous-intervalles, le degré de l’intégrateur, le modèle musculaire utilisé, la définition des contraintes, l’ajout ou non de fonctions de stabilisation (et leur poids), les options de l’optimiseur, etc. — rendent le problème subrepticement intriqué, faisant de l’identification d’un unique coupable, si tant est qu’il y en ait qu’un seul, à toutes fins pratiques impossible<sup>19</sup>.

Cette lenteur n’est pas sans conséquences. En effet, il est important de se rappeler que cette première étude n’est pas déconnectée des problèmes d’optimisation par horizon glissant (NMPC) qui suivent dans ce chapitre. Au contraire, la formulation (et la résolution) de ce premier OCP est en fait exactement celle de l’itération<sub>NMPC</sub> zéro du NMPC. Dans un contexte où plusieurs milliers d’optimisations (itérations<sub>NMPC</sub>) sont à prévoir pour simuler 600 secondes (10 minutes) de jeu, à moins d’utiliser des super-calculateurs, le problème évident est le temps pour réaliser la totalité de ces itérations<sub>NMPC</sub>. Pour être plus précis, le temps estimé

19. Si le choix des poids pour les fonctions objectifs présentées dans la Section 5.3.1.4 semblait arbitraire pour le lecteur ou la lectrice, c’est qu’il a effectivement été obtenu de façon empirique, par essais et erreurs, jusqu’à ce qu’une combinaison fonctionne et soit relativement robuste aux légers changements, précisément pour la raison énoncée ici.





pour optimiser une seule condition  $C/\alpha$  en NMPC est de près de 12 ans<sup>20</sup>. Même en supposant des itérations<sub>NMPC</sub> plus rapides — sous l’hypothèse qu’une bonne initialisation résulte en une réduction du nombre d’itérations de l’optimiseur pour chaque itération<sub>NMPC</sub> —, il est peu probable que cela soit suffisant pour rendre cela temporellement réaliste. Ainsi, sans la possibilité d’identifier — et surtout corriger — la ou les causes qui expliquent la lenteur relative de la condition musculaire, son utilisation pour la suite des choses est compromise.

De l’autre côté du spectre, les conditions  $C/\tau\emptyset$  et  $C/\tau P_E$ , bien qu’elles demeurent lentes à optimiser, sont dans un domaine de temps réaliste. En utilisant la même approximation que précédemment, le temps de calcul estimé pour optimiser 10 minutes de jeu avec ces conditions est d’environ 400 heures, soit un peu plus de deux semaines, chacune. Aussi, il a été montré, lors du chapitre précédent, que la méthode de fatigue  $P_E$  était suffisante pour imposer un effet non nul sur la cinématique. Ceci est d’ailleurs corroboré dans cette seconde étude par la RMSE entre les deux conditions, quoique l’effet soit relativement faible (de l’ordre de  $10^{-6}$ ). De son côté, la condition  $C/\tau 4_{CC}$  semble prometteuse si l’on considère le temps par itération qui est dans le même ordre de grandeur. Par contre, pour les mêmes raisons que précédemment évoquées, je n’ai pas été en mesure de trouver la cause de l’absence de convergence pour cette condition.

Ainsi, à la suite des constats de cette première étude, il apparaît que les conditions  $C/\tau\emptyset$  et  $C/\tau P_E$  soient les meilleures candidates pour le problème en NMPC ; et c’est pour cette raison que les prochaines études de ce chapitre se feront exclusivement avec ces deux conditions.

## 5.4. E5.2 — Développement d’un NMPC cyclique

Comme il a été estimé lors de l’étude **E5.1**, les conditions  $C/\tau\emptyset$  et  $C/\tau P_E$  peuvent potentiellement se résoudre en quelques semaines, ce qui demeure cependant relativement long. Cette seconde étude propose une modification au principe de NMPC afin de réduire le nombre d’itérations<sub>NMPC</sub> nécessaires pour optimiser de longues périodes de temps en exploitant la nature cyclique du problème.

### 5.4.1. Problématique

Tel qu’il a été discuté dans la section sur les horizons glissants (voir Section 1.3.2), un NMPC consiste normalement à avancer d’un intervalle de temps après chaque optimisation, puis de réoptimiser le système en utilisant la solution précédente décalée d’un intervalle,

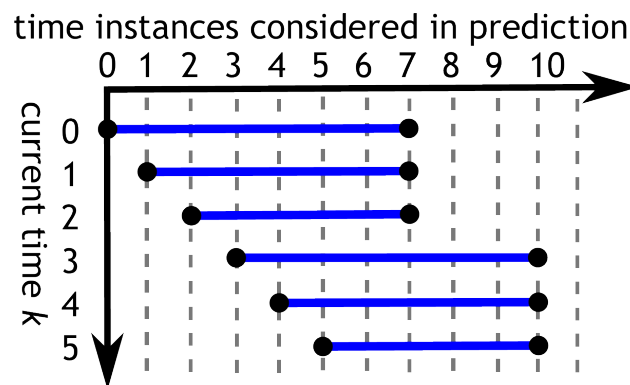
20. Le calcul pour déterminer le temps estimé d’un NMPC est simplement de prendre le nombre total d’optimisations à réaliser et de le multiplier par le temps moyen par optimisation. Pour la condition  $C/\alpha\emptyset$ , si l’on suppose 50 noeuds par optimisation pendant 600 secondes, cela donne :

$$(50 \times 600) \text{ optimisations} \times 3.5 \text{ heures/optimisation} \approx 105\,000 \text{ heures} \approx 12 \text{ ans}$$



tout en en donnant la valeur de l'avant-dernier noeud au dernier comme solution initiale. Cette méthode permet ainsi d'optimiser (quoique de façon sous-optimale) de longs horizons temporels. Or, dans le cas qui nous intéresse ici, même avec cette approche, l'optimisation sera très longue à compléter.

Il est possible d'exploiter la structure cyclique du problème du violon pour réduire le nombre d'itérations<sub>NMPC</sub> nécessaires. En effet, le mouvement étant par nature cyclique, il est possible d'avancer d'un nombre arbitraire d'intervalles à la fois tout en conservant une bonne solution initiale. D'ordinaire, avancer d'un grand nombre d'intervalles est relativement difficile, car les solutions initiales sur les noeuds à l'extérieur de l'horizon précédent sont, par définition, inconnues. Or, dans le cas d'un problème cyclique, ces noeuds supplémentaires correspondent en fait à ceux du début, sous l'hypothèse d'égalité entre les états finaux et initiaux. Cette idée d'un NMPC cyclique a déjà été étudiée par le passé, notamment par l'étude de Kögel et Findeisen (2013) qui s'intéressait à la stabilité d'une telle approche. Ce qu'ils proposent cependant est d'itérer normalement (c'est-à-dire d'un seul intervalle à la fois) dans le cycle tout en réduisant l'horizon au fur et à mesure; puis, lorsque la fenêtre temporelle atteint un certain point dans le cycle, la longueur de la fenêtre est rétablie à un cycle complet et est déplacée directement au début du prochain cycle (voir Figure 5.3). Cette méthode est ainsi rapide à utiliser et peut donc être implémentée pour des systèmes cycliques à haute fréquence, ce qui la rend pertinente dans un contexte horizon glissant en temps réel.



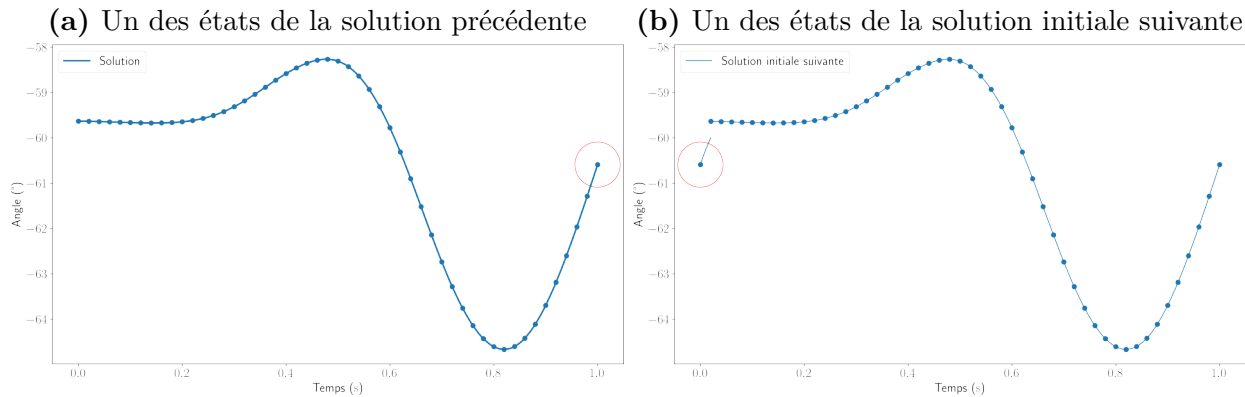
**Figure 5.3** – Évolution des itérations<sub>NMPC</sub> d'une optimisation cyclique telle que présentée par Kögel et Findeisen (2013).

Image tirée de Kögel et Findeisen (2013), licence de reproduction émise par *Copyright Clearance Center's RightsLink®*.

Dans un contexte hors ligne comme celui de cette thèse, l'idée d'exploiter la structure cyclique peut être poussée encore plus loin. Ainsi, au lieu d'avancer d'un certain nombre d'intervalles dans le cycle avant de sauter au prochain cycle, il est possible de directement sauter d'un cycle à l'autre sans optimiser les intervalles intercycles (voir Figure 5.4). Dans cette optique, tous les contrôles sont directement initialisés avec la solution précédente. Du



côté des états, afin d'assurer leur continuité entre les cycles, ceux du premier noeud sont fixés à la valeur du noeud final de la solution précédente. Pour les noeuds subséquents, il convient de les séparer en deux catégories, les états cycliques et les non cycliques — pour l'exemple du violon, on retrouve dans la première catégorie les  $\mathbf{q}$  et  $\dot{\mathbf{q}}$ , et dans la seconde, les bassins de fatigue ( $\mathbf{f}$ ). L'initialisation (du second noeud jusqu'au dernier) pour les états cycliques est directement la solution précédente. Pour les états non cycliques, l'initialisation peut se faire par l'intégration numérique à partir du noeud initial sur tout l'intervalle de temps. À noter que cette approche intégrative pour les états non cycliques n'est envisageable que dans la mesure où les états à intégrer (ici, ceux de fatigue) évoluent lentement par rapport aux contrôles ; ce qui les rend peu susceptibles de diverger lors de l'initialisation. Dans le cas contraire, ils peuvent probablement être initialisés comme les états cycliques, mais cela risque de résulter en des problèmes de convergence pour certains optimiseurs.



**Figure 5.4** – Exemple de l'intégration — réinitialisée à chaque noeud — d'un des états, pour la solution précédente (5.4a) et pour la solution initiale suivante (5.4b). La solution initiale est construite à partir de la solution précédente, sauf pour l'état initial qui est fixé à la même valeur que le dernier noeud de la solution précédente (valeurs encerclées en rouge). Avec cette initialisation, l'arrivée de l'intégration du premier noeud ne connecte pas nécessairement avec le suivant si le mouvement n'est pas parfaitement cyclique.

L'avantage présumé de la méthode NMPC cyclique est qu'elle divise essentiellement le temps de calcul total estimé par le nombre de noeuds par cycle. Ainsi, le temps de calcul attendu, en appliquant les calculs présentés à l'étude précédente, pour les conditions  $C/\tau\emptyset$  et  $C/\tau P_E$ , est d'approximativement 8 heures chacune.

### 5.4.2. Méthode

Cette seconde étude teste donc la faisabilité d'un NMPC cyclique au violon. Pour ce faire, un total de 10 cycles (aller-retours de l'archet sur le violon) sont optimisés. Pour les raisons précédemment expliquées, seules les conditions pilotées par les efforts généralisés sans fatigue



( $C/\tau\emptyset$ ) et de fatigue  $P_E$  ( $C/\tau P_E$ ) sont testées. La première itération<sub>NMPC</sub> du NMPC est exactement l’OCP présenté dans l’étude précédente (**E5.1**). Pour les itérations<sub>NMPC</sub> subséquentes, les contraintes sur les états initiaux et la solution initiale sont déclarés conformément au NMPC cyclique présenté plus haut. Finalement, la contrainte cinématique de cyclicité — soit que les états cycliques au noeud final sont à  $\pm 0.1$  fois l’étendue autour du noeud initial — est mise à jour à chaque fin d’itération<sub>NMPC</sub> afin de s’ajuster à la nouvelle valeur du noeud initial.

Afin de réduire le temps total d’optimisation, le nombre de noeuds de tir a été réduit à 30 (par rapport à 50 précédemment). Conséquemment, le temps par intervalle est augmenté à  $0.0\overline{333}$  seconde (ce qui correspond à un temps d’intégration de  $0.008\overline{333}$ ). Des tests pilotes ont permis de montrer que cette réduction se faisait sans affecter la solution lors de l’utilisation du modèle de fatigue  $P_E$ .

### 5.4.3. Résultats

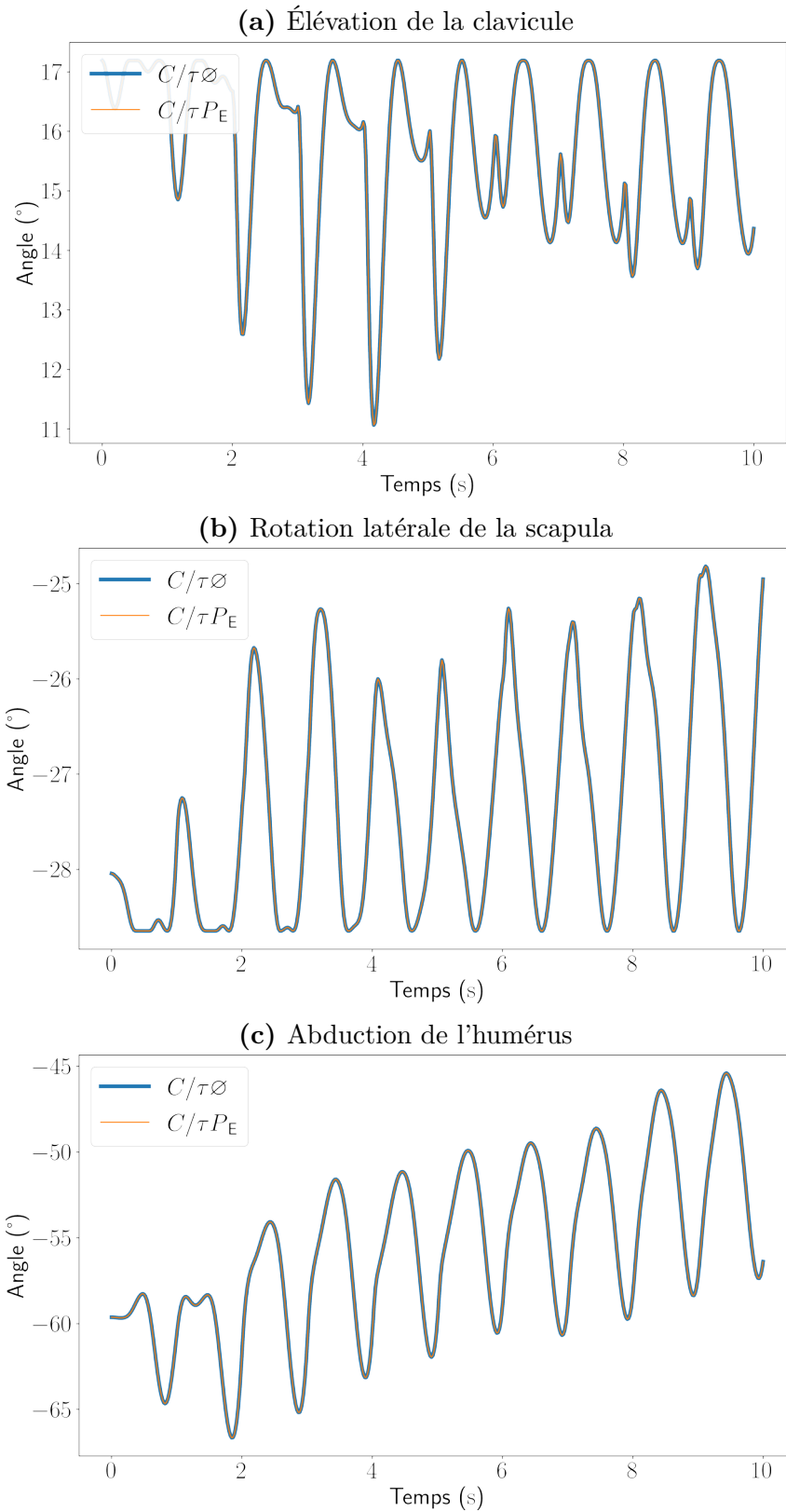
Les résultats de performance de la synthèse de 10 allers-retours du bras sont consignés dans le Tableau 5.3. Les Figures 5.5a à 5.5c montrent l’évolution de trois degrés de liberté du complexe de l’épaule dont l’action commune est d’élever le bras environ dans le plan frontal. Le nombre d’itérations nécessaires pour compléter les 10 itération<sub>NMPC</sub> des conditions  $C/\tau\emptyset$  et  $C/\tau P_E$  est respectivement de  $\{13, 83, 89, 50, 55, 53, 73, 42, 38, 21\}$  et de  $\{14, 106, 118, 81, 62, 52, 75, 43, 47, 22\}$ .

**Tableau 5.3** – Comparaison des métriques d’efficacité entre les conditions  $C/\tau\emptyset$  et  $C/\tau P_E$  lors d’un NMPC cyclique à 10 cycles†

Condition	Temps total de calcul (s)	Nombre moyen d’itérations	Temps moyen par itération (s/itération)	$\sum$ RMSE pour q (rad)
$C/\tau\emptyset$	1451.5	51.7	2.807	—
$C/\tau P_E$	1824.2	62.0	2.942	$4.290 \times 10^{-5}$

† Le nombre d’itérations et les temps rapportés n’incluent pas la préoptimisation de 100 itérations en utilisant l’approximation BFGS





**Figure 5.5** – Évolution des degrés de liberté d'élévation du bras au cours du temps pour 10 allers-retours du bras optimisés par NMPC cyclique.



#### 5.4.4. Interprétation

Le but de cette deuxième étude était de synthétiser un premier mouvement violonistique par horizon glissant en exploitant la structure cyclique du problème. Le constat le plus frappant de cette seconde étude est la dérive des états de position. En effet, en s'intéressant à chaque cycle (qui débute aux multiples de une seconde), on remarque un patron similaire mais verticalement décalé. Ceci est particulièrement vrai pour l'abduction de l'humérus, notamment parce que les autres DDL touchent les bornes articulaires, ne permettant pas de compléter les patrons des cycles. La raison la plus probable de ce phénomène est que la solution initiale utilisée pour la première itération<sub>NMPC</sub> est assez loin d'être une solution stable. Pour fins de rappel, cette solution initiale est une position sans vitesse obtenue par une optimisation sans objectif (et sans inclure d'aspect de la dynamique) qui respecte les contraintes du premier noeud. Cet état initial doit donc être modulé sur une étendue plus grande que 0.1 fois l'étendue de mouvement pour arriver à une solution stable. Ainsi, il est attendu que le système se stabilise à un niveau optimal après un certain nombre de cycles. L'optimisation d'une cinquantaine de cycles<sup>21</sup> montre effectivement ce comportement et corrobore donc cette hypothèse. Une autre raison possible — probablement concourante à la première hypothèse — est qu'un horizon d'un seul cycle ne permette pas à l'optimiseur d'anticiper que le geste synthétisé est sensé se continuer par la suite, malgré la contrainte de cyclicité. Une des conséquences de cela est que l'optimiseur ne va pas tenter de ralentir les membres ( $\dot{\mathbf{q}}$ ) du modèle pour préparer la suite du mouvement, dans la mesure où ralentir un membre « coûte » de la fatigue et n'est donc pas une solution optimale (à court terme). Il est difficile de prédire si cette dérive est problématique ou non en termes d'optimalité de la réduction de la fatigue sur un mouvement où 600 cycles sont à réaliser. Malgré tout, ces résultats suggèrent une sorte de latence — due à la contrainte cyclique — qui n'est pas observée chez l'humain.

Les résultats sur la métrique temporelle montrent que le temps total mis pour réaliser les 10 optimisations est au-dessus de ce qui était attendu selon l'extrapolation faite à partir d'un seul cycle (voir Étude **E5.1**). Cette augmentation n'est cependant pas due à l'impact du temps par itération. En effet, bien qu'un ralentissement aurait effectivement été observé, la réduction du nombre de noeuds par OCP l'a complètement compensé. Inversement, le nombre d'itérations nécessaires par itération<sub>NMPC</sub> est beaucoup plus élevé que pour l'optimisation d'un seul cycle (soit  $\approx 55$  contre  $\approx 15$ ). Lorsque l'on regarde plus en détail, la seconde itération<sub>NMPC</sub> nécessite environ sept fois plus d'itérations que la première ; après avoir augmenté encore légèrement, cette valeur semble diminuer pour retourner vers un nombre d'itérations similaire à la première itération<sub>NMPC</sub>. La raison qui semble la plus

---

21. Données non rapportées.



probable pour expliquer ce comportement est liée à la présence de la dérive discutée au paragraphe précédent. En effet, plus la dérive à l'intérieur d'un cycle est grande, plus la différence entre les états cycliques des noeuds 0 et 1 pour la solution initiale de l'itération<sub>NMPC</sub> suivante sera grande. Cette distance couplée avec le fait qu'un algorithme de points intérieurs, comme Ipopt, souffre d'une mauvaise initialisation des multiplicateurs de Lagrange — ce qui est forcément le cas dans ce contexte — peuvent expliquer cette plus grande difficulté de convergence. Selon cette hypothèse, au fur et à mesure que la dérive entre les solutions diminue — c'est-à-dire que le mouvement ressemble de plus en plus à un cycle —, il est attendu que la résolution nécessite de moins en moins d'itérations, ce qui est effectivement observé.

En résumé, l'approche par NMPC cyclique est une approche prometteuse pour la simulation prédictive de mouvement cyclique hors ligne. La principale problématique observée concerne une lenteur de convergence vers une solution stable, c'est-à-dire qui ne dérive plus par rapport aux cycles précédents. Il n'est pas clair si cette lenteur a des conséquences sur les résultats à long terme ou non. Par contre, il semblerait qu'elle ait un effet sur le temps total d'optimisation à cause de la différence qu'elle provoque entre les noeuds 0 et 1 pour l'initialisation des états cycliques de l'itération<sub>NMPC</sub> suivante.

## 5.5. E5.3 — Développement d'un NMPC multicyclique

Cette dernière étude préparatoire (**E5.3**) vise à répondre aux problématiques mises en lumière dans l'étude précédente. Elle est la dernière étape avant de lancer le problème sur 600 allers-retours et obtenir les résultats finaux de la thèse.

### 5.5.1. Problématique et solution proposée

Comme l'étude **E5.2** l'a montré, la principale problématique du NMPC cyclique est le nombre d'itérations<sub>NMPC</sub> nécessaires avant d'atteindre une situation stable, c'est-à-dire dont la solution est équivalente d'une itération<sub>NMPC</sub> à l'autre. Il a été établi qu'une cause probable est l'absence de connaissance de la tâche postérieurement à l'horizon temporel. La solution la plus directe pour résoudre ce problème est d'allonger cet horizon.

Cependant, ceci ne fera évidemment que repousser le problème à la fin de ce nouvel horizon, à moins d'exploiter encore un peu plus la structure cyclique du problème. La solution proposée est donc de résoudre pour plus d'un cycle à la fois — d'où le nom de NMPC multicyclique que j'utiliserai par la suite pour désigner cette méthode —, mais de conserver le glissement de la fenêtre à un seul cycle; plus précisément, résoudre pour exactement trois cycles simultanément est un choix intéressant. Premièrement, puisque la contrainte de cyclicité est faite en fonction des noeuds initiaux et finaux qui n'affectent que les premier et dernier cycles, cela laisse alors le cycle intermédiaire relativement libre; ceci est vrai dans la



mesure où il y a tout de même une continuité à respecter sur tout l'intervalle d'optimisation. En d'autres mots, ce cycle intermédiaire peut — pratiquement indépendamment des cycles un et trois — aller directement (ou presque) à une solution stable. Par contre, afin de bénéficier de cette solution stable, cela signifie que l'avancée de la fenêtre glissante ne peut pas se faire sur les trois cycles optimisés, mais seulement jusqu'au début de ce cycle stable (soit d'un seul cycle). Les états initiaux sont alors fixés à la valeur des états au début du cycle intermédiaire de la solution précédente ; la solution initiale est, quant à elle, la répétition de ce cycle intermédiaire. Tout comme pour l'étude précédente, ceci n'est pertinent que pour les états cycliques (donc excluant les états de fatigue dont la solution initiale est encore l'intégration numérique à partir de état initial).

Le principal écueil de l'approche NMPC multicyclique est la potentielle augmentation du temps d'optimisation. En effet, alors que trois cycles sont simultanément résolus — augmentant nécessairement le temps par itération du solveur —, le glissement de la fenêtre ne se fait que d'un seul cycle, ne permettant pas de réduire le nombre d'itérations<sub>NMPC</sub> total à réaliser. En contrepartie, il est possible que moins d'itérations soient nécessaires par itération<sub>NMPC</sub>, compensant potentiellement la perte de temps causée par le temps par itération.

### 5.5.2. Méthode

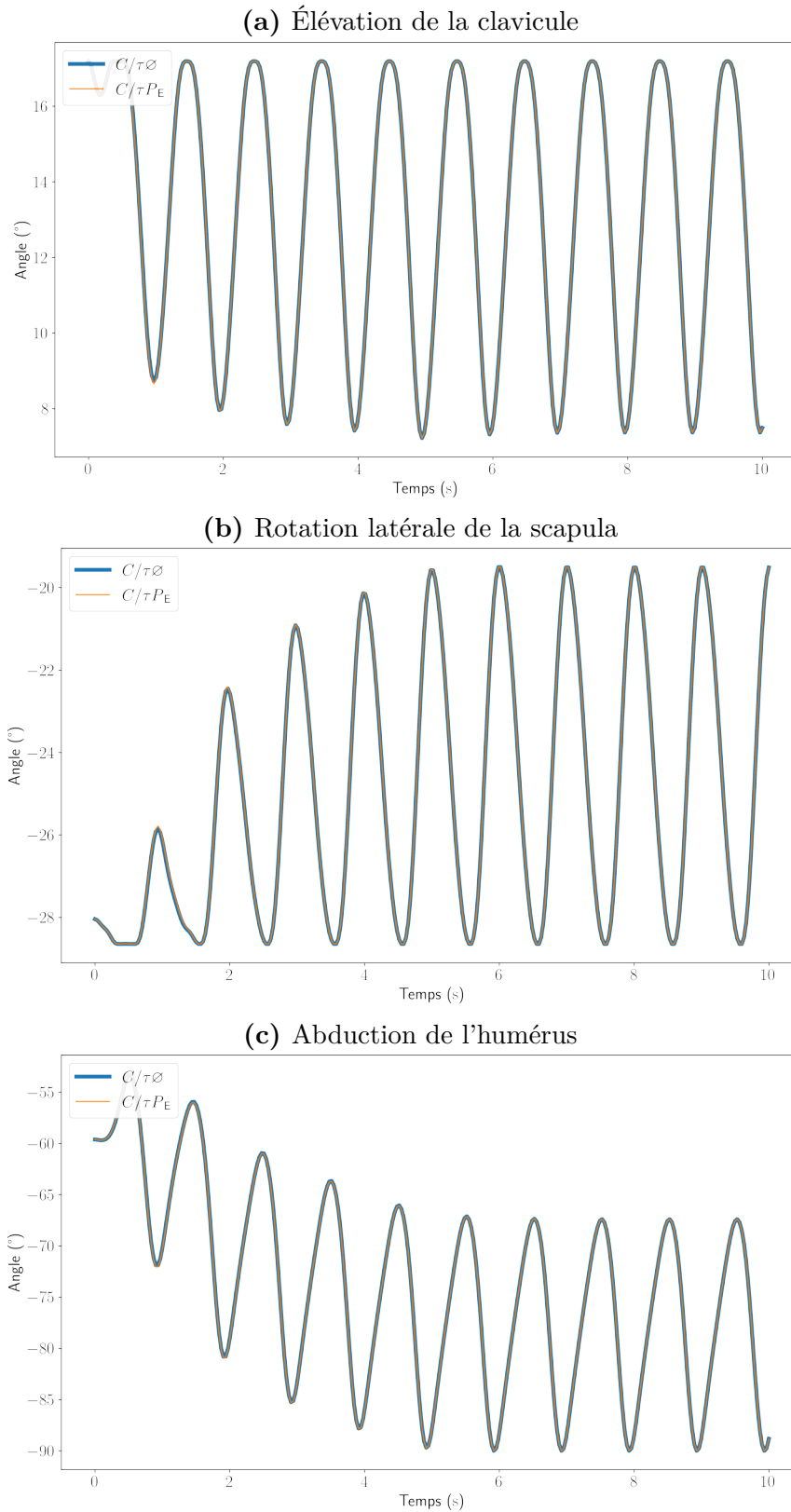
Cette étude analyse donc le comportement d'un algorithme de NMPC multicyclique à trois cycles simultanés. Elle reprend presque sans modification l'étude précédente, mais avec les exceptions suivantes. Premièrement, pour prendre en compte le fait que trois cycles sont maintenant optimisés, le nombre de noeuds de tir est multiplié par trois ainsi que le temps final. Il est à noter que ceci a un effet nul sur les temps d'intervalle et d'intégration. De façon similaire, la cible donnée pour le DDL en translation (celui qui se déplace sur le crin de l'archet) réalise trois cycles plutôt qu'un. Finalement, les modifications sur les contraintes aux bords (états aux noeuds initiaux et finaux) et sur l'initialisation des variables d'optimisation sont conformes à ce qui est décrit plus haut pour une algorithme de NMPC multicyclique.

### 5.5.3. Résultats

Les résultats concernant les métriques de performances pour  $C/\tau\emptyset$  et  $C/\tau P_E$  lors d'un NMPC multicyclique à 3 cycles simultanément résolus sur un total de 10 allers-retours sont consignés dans le Tableau 5.4. Les Figures 5.6a à 5.6c montrent l'évolution de trois degrés de liberté dont l'action commune est d'élever le bras dans le plan frontal. Finalement, le nombre d'itérations nécessaire pour compléter les 10 itération<sub>NMPC</sub> est respectivement de {7, 62, 33, 33, 24, 21, 18, 21, 16, 17} et de {11, 36, 36, 17, 17, 20, 18, 20, 16, 17}.







**Figure 5.6** – Évolution des degrés de liberté d'élévation du bras au cours du temps pour 10 allers-retours du bras optimisés par NMPC multicyclique.



**Tableau 5.4** – Comparaison des métriques d’efficacité entre les conditions  $C/\tau\emptyset$  et  $C/\tau P_E$  lors d’un NMPC multicyclique à 3 cycles simultanés sur un total de 10 allers-retours<sup>†</sup>

Condition	Temps total de calcul (s)	Nombre moyen d’itérations	Temps moyen par itération (s/itération)	$\Sigma$ RMSE pour q (rad)
$C/\tau\emptyset$	1215.5	25.2	4.823	—
$C/\tau P_E$	1070.0	20.8	5.144	$4.926 \times 10^{-3}$

<sup>†</sup> Le nombre d’itérations et les temps rapportés n’incluent pas la préoptimisation de 100 itérations en utilisant l’approximation BFGS

### 5.5.4. Interprétation

L’objectif de cette dernière étude préparatoire était d’analyser le comportement de l’approche NMPC multicyclique. Afin d’être pertinents, les résultats de cette étude doivent donc être interprétés en comparaison avec ceux obtenus pour le NMPC cyclique présenté à l’étude précédente (**E5.2**).

Tout comme la version cyclique, le NMPC multicyclique débute avec une dérive des états. Cette dérive se stabilise cependant beaucoup plus rapidement, soit en quatre ou cinq cycles contre plus de dix pour le NMPC cyclique. Ceci suggère que la liberté laissée au cycle central a bel et bien permis d’accélérer la convergence vers un état stable. Le fait que cela ne se soit pas produit dès la seconde itération<sub>NMPC</sub> montre cependant qu’il demeure un effet résiduel des cycles un et trois sur le cycle central. Augmenter le nombre de cycles à cinq pourrait mitiger ce problème, mais entraînerait certainement d’autres difficultés, notamment sur le nombre d’itérations nécessaire par itération<sub>NMPC</sub>. Aussi, la diminution du nombre d’itérations<sub>NMPC</sub> avant d’atteindre une situation stable suggère une plus grande réactivité du NMPC, ce qui ressemble un peu plus au comportement humain.

Contrairement à ce qui était hypothétisé, le temps total d’optimisation a été réduit à comparé à l’étude **E5.2**. Effectivement, bien que le temps par itération soit presque doublé, le nombre d’itérations fait, en moyenne, par itération<sub>NMPC</sub>, est quant à lui moins de la moitié moindre. Le résultat net est ainsi une diminution du temps total d’optimisation. Malgré tout, il n’est pas attendu que cette meilleure performance sur 10 itérations<sub>NMPC</sub> se traduise par un temps d’optimisation plus faible sur de très longs NMPC, car il est attendu que la version par un seul cycle s’améliore au fur et à mesure que la solution se stabilise. On le voit par le nombre d’itérations lorsque l’on compare les dernières itérations<sub>NMPC</sub> entre les deux méthodes qui semblent converger vers une vingtaine d’itérations, ce qui résulterait en un avantage de la méthode NMPC cyclique.

Le fait que l’approche NMPC multicyclique soit dans un ordre de grandeur de temps similaire à celui de l’approche par NMPC cyclique ainsi que la qualité des résultats sur les



états cycliques valident son utilisation pour une longue période de temps, comme dans le contexte de la synthèse de mouvement au violon.

## 5.6. E5.4 — Synthèse d'un mouvement violonistique à l'aide d'un NMPC multicyclique

Suite à la confirmation de la faisabilité de l'utilisation du NMPC multicyclique dans un contexte violonistique, il est finalement possible de lancer cette dernière étude (**E5.4**) qui vise à synthétiser 10 minutes de jeu avec et sans modèle de fatigue. Aucune modification n'a été apportée au problème par rapport à l'étude **E5.3**, sinon que le nombre de cycles à réaliser passe de 10 à 600 (soit l'équivalent de 600 secondes de jeu).

Il est attendu que, dans la condition fatigable, l'atteinte de la fatigue aux articulations de l'épaule — qui est modélisée par la limite des bassins  $M_E$  fixée à 80% combiné au fait que les valeurs de  $\tau_{\max}$  ont été paramétrisées afin d'atteindre cette limite en moins de 10 minutes — imposera des compensations cinématiques à l'avatar-musicien.

### 5.6.1. Résultats

Pour des fins de comparaison avec les autres études de ce chapitre, les résultats des métriques d'efficacité sont rapportés dans le Tableau 5.5.

Trois DDL ont une augmentation de la perception de l'effort au cours du temps, soit l'élévation de la clavicule ( $q_1$ ), la rotation latérale de la scapula ( $q_2$ ) et la flexion de l'humérus ( $q_5$ ) qui atteignent respectivement environ 80%, 50% et 3% (voir Figure 5.7). De ces trois,  $q_1$  est le seul DDL à atteindre sa limite maximale de perception de l'effort, événement qui arrive vers la 500<sup>e</sup> seconde, tel que le met en emphase la Figure 5.7b.

Concernant la cinématique articulaire jusqu'à l'atteinte de la fatigue ( $t < 500$  cycles), la somme des RMSE pour tous les DDL entre les conditions avec et sans modèle de fatigue est de  $0.1^\circ$ . Dans la même zone temporelle, à l'exception des 5 premiers cycles ( $5 < t < 500$ ) — pour des raisons discutées dans les études **E5.2** et **E5.3** —, cette cinématique est parfaitement stable, c'est-à-dire qu'elle se répète sans modification. La figure 5.8 illustre ceci en affichant de façon superposée tous les cycles de 10 à 500 du DDL  $q_1$ , représentatif des autres DDL, où aucune distinction temporelle ne peut être observée.

Après l'atteinte de la fatigue ( $t > 500$ ), tous les DDL de la condition de fatigue s'éloignent de la cinématique de référence (celle sans fatigue). La somme des RMSE de tous les DDL pour cette zone temporelle est de  $39.4^\circ$ , avec comme valeur minimale  $0.8^\circ$ . Quelques cycles après l'atteinte de la limite de perception de l'effort, un nouvel état de stabilité est atteint. Dans cet état de stabilité, les DDL de la clavicule et de la scapula agissant sur l'humérus dans le plan frontal (Figures 5.9a et 5.9c) ainsi que l'abduction humérale (Figure 5.10a) sont à des valeurs plus faibles que dans la zone pré-fatigue. Simultanément, un niveau de flexion plus



élevée ainsi qu’une augmentation de la rotation externe à l’articulation glénohumérale sont observés (Figure 5.10c). La Figure 5.11 illustre en vue superposée le modèle squelettique positionné à un instant où l’archet est à la pointe après l’atteinte de la fatigue dans les conditions, avec ou sans modèle de fatigue.

À l’intérieur d’une même zone de stabilité cinématique (pré et post fatigue), les valeurs des fonctions objectifs<sup>22</sup> sont les mêmes pour toutes les itérations<sub>NMPC</sub>. Pour la condition  $C/\tau\emptyset$ , la valeur de la somme des objectifs est de 17 346 ; dont l’essentiel est dû à la minimisation de  $\ddot{\mathbf{q}}$  (15 405) et des  $\boldsymbol{\tau}$  (1 940). Pour la condition  $C/\tau P_E$ , dans la zone pré fatigue, la valeur de cette somme est de 17 501 ; avec des valeurs similaires pour  $\ddot{\mathbf{q}}$  et  $\boldsymbol{\tau}$  (15 406 et 1 939, respectivement) auxquelles s’ajoutent la valeur de 155 issue de la somme des objectifs des bassins négatifs et positifs de perception de l’effort (soit 59 + 96). Dans la zone post-fatigue, la valeur de la somme des objectifs est de 20 662. Cette hausse est principalement attribuable à une augmentation des objectifs sur la perception de l’effort négatifs et positifs, qui passent à 783 et 1918, respectivement ; alors que les objectifs de  $\ddot{\mathbf{q}}$ ,  $\boldsymbol{\tau}$  augmentent respectivement jusqu’à 15 891 et 2 069.

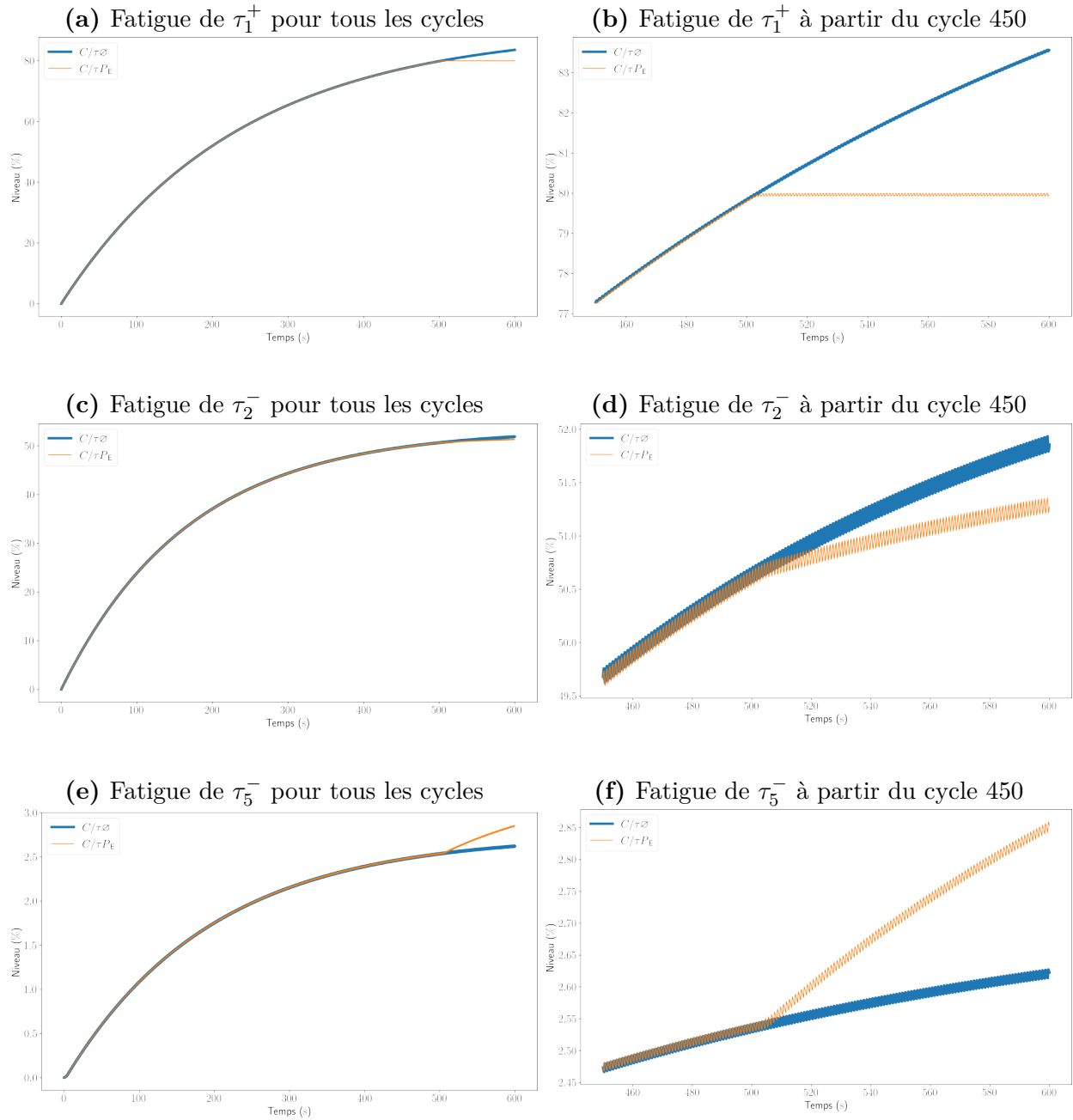
**Tableau 5.5** – Comparaison des métriques d’efficacité entre les conditions  $C/\tau\emptyset$  et  $C/\tau P_E$  lors d’un mouvement de violon synthétisé par NMPC multicyclique à 3 cycles simultanés sur un total de 600 allers-retours†

Condition	Temps total de calcul (s)	Nombre moyen d’itérations	Temps moyen par itération (s/itération)	$\sum$ RMSE pour q (rad)
$C/\tau\emptyset$	51596.5	17.1	5.018	—
$C/\tau P_E$	67857.3	21.8	5.180	$2.809 \times 10^{-1}$

† Le nombre d’itérations et les temps rapportés n’incluent pas la préoptimisation de 100 itérations en utilisant l’approximation BFGS

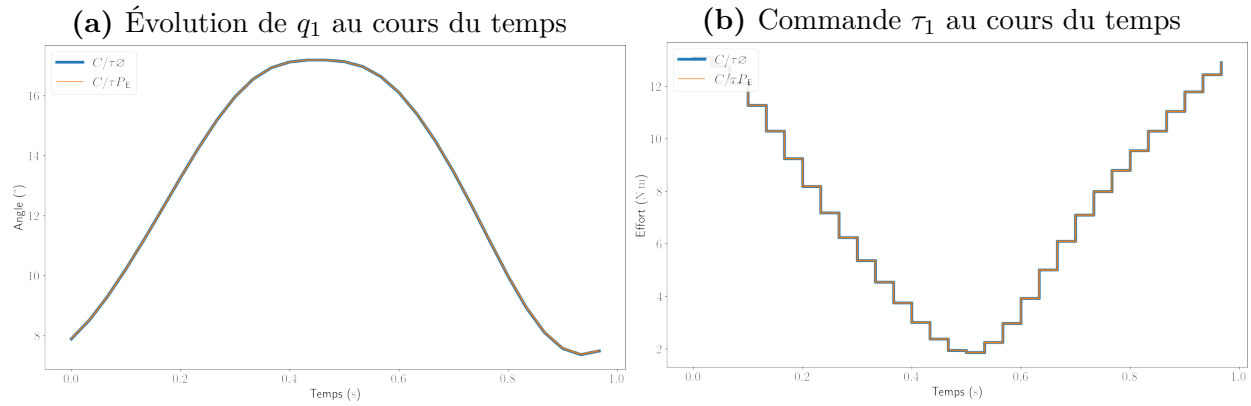
22. Les valeurs rapportées sont arbitrairement prises aux cycles 50 pour la condition sans fatigue et la zone pré-fatigue et 550 pour la zone post-fatigue.



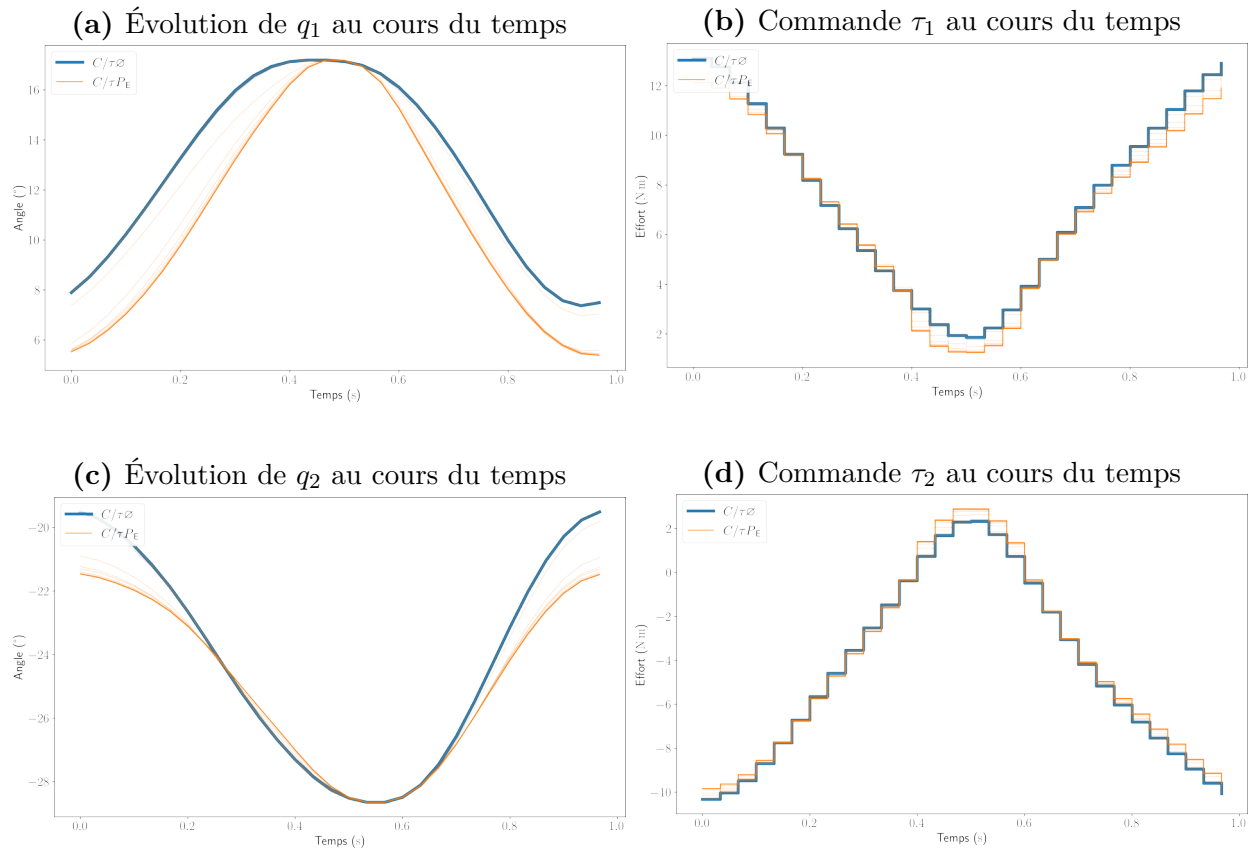


**Figure 5.7** – Évolution des bassins de fatigue au cours du temps associé à  $\tau_1^+$ ,  $\tau_2^-$  et  $\tau_5^-$  lors d'un mouvement de 600 allers-retours du bras optimisé par NMPC cyclique. La fatigue pour le modèle  $C/\tau\phi$  a été simulée en utilisant ses  $\tau$  appliqués au modèle  $C/\tau P_E$ .



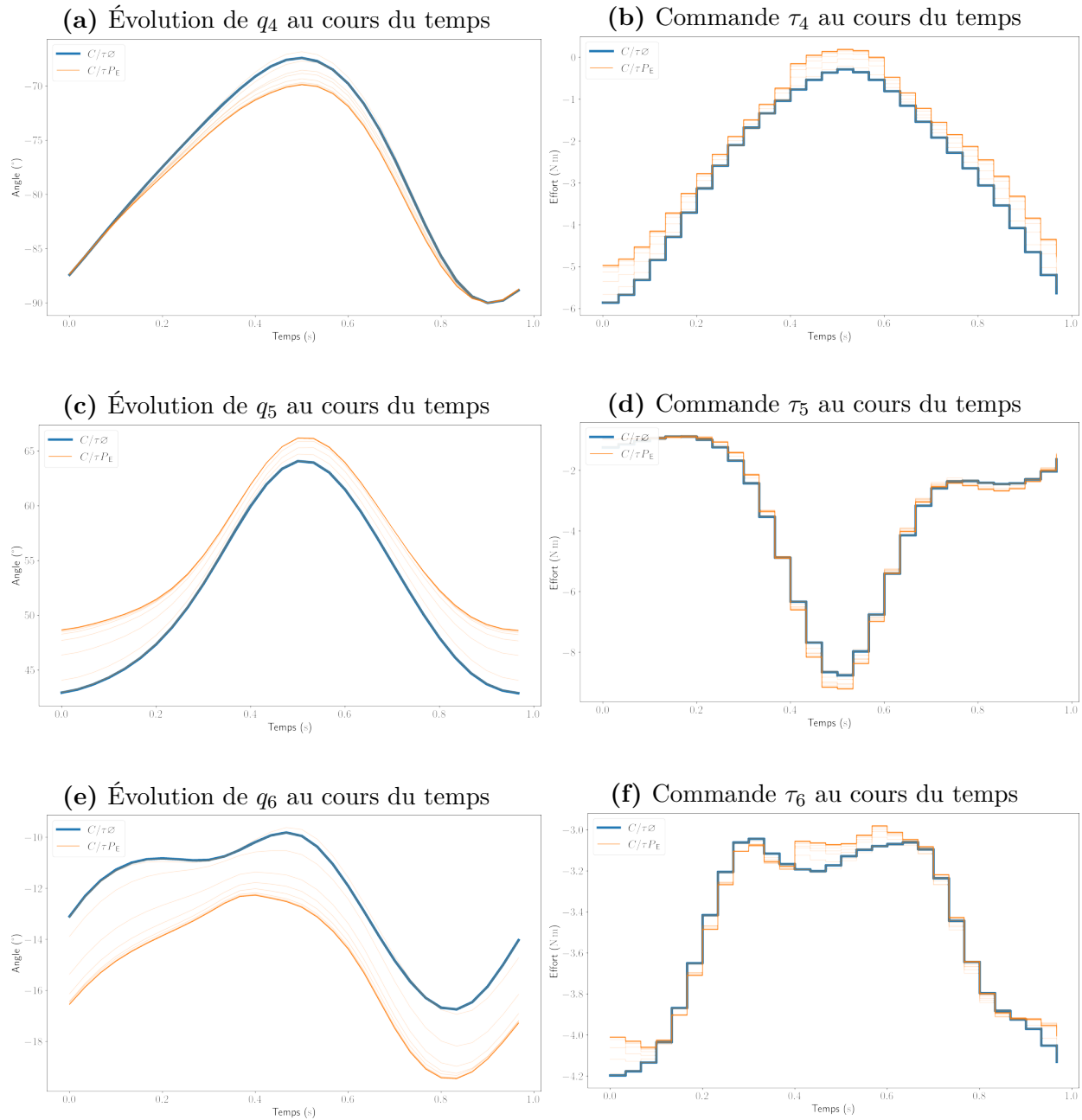


**Figure 5.8** – Superposition des cycles 10 à 500 pour le degré de liberté d’élévation de la clavicule au cours du temps.



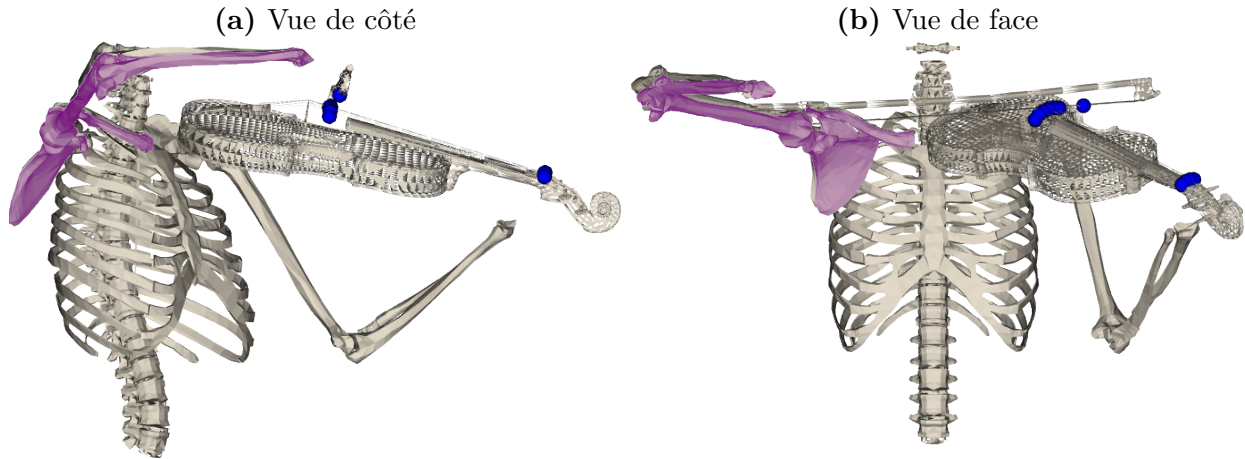
**Figure 5.9** – Superposition des cycles 500 jusqu’à la fin pour les DDL qui élèvent l’humérus en abduction associés à la clavicule ( $q_1$ ) et à la scapula ( $q_2$ ) et leur  $\tau$  associé. Toutes les valeurs de la condition  $C/\tau P_E$  débutent confondues avec celles de la condition  $C/\tau \emptyset$  puis atteignent un nouvel équilibre en quelques itérations.





**Figure 5.10** — Superposition des cycles 500 jusqu’à la fin pour les DDL associés à l’humérus — abduction ( $q_4$ ), flexion ( $q_5$ ) et rotation axiale ( $q_6$ )— et leur  $\tau$  associé. Toutes les valeurs de la condition  $C/\tau P_E$  débutent confondues avec celles de la condition  $C/\tau \varnothing$  puis atteignent un nouvel équilibre en quelques itérations.





**Figure 5.11** — Superposition des modèles  $C/\tau\emptyset$  et  $C/\tau P_E$  au moment où l’archet est à la pointe lors d’un cycle après l’atteinte de la fatigue. Le modèle en rouge est issu du modèle fatigable.

## 5.6.2. Interprétation

Le but de cette dernière étude était de synthétiser — par l’utilisation de la méthode du NMPC multicyclique — un geste de violon suffisamment long pour atteindre un niveau de fatigue exigeant des adaptations cinématiques ou, à défaut, l’échec du mouvement. Deux conditions ont été comparées, soit les conditions sans fatigue ( $C/\tau\emptyset$ ) et avec fatigue ( $C/\tau P_E$ ), qui ont respectivement mis un peu plus de 14 h et un peu moins de 19 h pour synthétiser 600 secondes de jeu. Dans le cas du modèle fatigable, le mouvement synthétisé atteint le seuil de fatigue — défini par au moins un des bassins de perception de l’effort qui atteint un seuil de 80% — un peu après de la 8<sup>e</sup> minute de jeu. Des cinématiques stables pré- et post-fatigue sont observées, ce qui permet d’analyser la situation avant ( $t < 500$ ) et après ( $t > 500$ ) l’apparition de la fatigue.

5.6.2.1. *La zone préfatigue.* Avant l’apparition de la fatigue, la cinématique du modèle fatigable et du modèle non fatigable sont, à toutes fins pratiques, les mêmes. Ceci n’était pas nécessairement le comportement attendu. En effet, puisqu’un objectif de minimisation de la fatigue est ajouté dans les OCP, il était attendu que l’optimiseur tente justement de minimiser ce critère. Or, celui-ci attend plutôt d’épuiser ses options — c’est-à-dire d’atteindre la limite de fatigabilité — avant d’ajuster la cinématique du modèle. Combiné avec le fait que l’atteinte de la contrainte stricte sur la limite de fatigabilité n’empêche pas le problème de converger vers une solution optimale, ceci suggère un manque de planification par l’optimiseur. Une des raisons qui peut expliquer ce manque de planification est un poids trop faible pour les fonctions objectifs associées à la minimisation de la fatigue (voir la Section 5.3.1.3





pour un rappel des fonctions objectifs de ce problème). Il serait en effet attendu qu'un poids plus élevé sur ces objectifs entraîne une modification de la cinématique plus tôt que celle actuellement observée, voire même dès le début du mouvement. Cependant, il est en fait actuellement impossible de tester l'augmentation du poids, puisqu'une valeur plus élevée de ce poids empêche la convergence des optimisations. La raison précise qui explique cela m'est encore inconnue. Je reviendrai tout de même sur le point des pondérations un peu plus loin lorsque je discuterai de l'amplitude des ajustements cinématiques.

Une seconde explication — qui peut être concomitante à la première — est le choix d'un algorithme d'horizon glissant qui est, par construction, limitant sur la planification temporelle lorsque comparé à un OCP traditionnel. Je ne discute pas de nouveau ici des raisons qui forcent ce choix puisque cela a déjà amplement été couvert durant ce chapitre et le précédent. Une idée qui pourrait permettre de contourner ce problème d'anticipation inhérents aux NMPC serait d'exploiter la structure semi-cyclique du problème actuel ; soit sa cyclicité sur les contrôles couplé à une structure continue sur les états de fatigue. Il est en effet possible de projeter où en serait la fatigue si l'optimiseur continuait d'utiliser sa stratégie de commande actuelle. Pour ce faire, il suffit de simuler la fatigue sur un nombre arbitrairement grands de cycles, sous l'hypothèse que les  $\mathbf{u}$  du cycle actuel sont réutilisés pour les cycles suivants. Dans les écueils attendus de cette idée, il y a le fait qu'il est possible qu'elle compromette la convergence de l'optimisation à cause d'une sensibilité de l'objectif — représentée par le gradient des objectifs — trop grande ou chaotique. Aussi, le calcul même de ce gradient pour un objectif avec une longue intégration est potentiellement long à obtenir par différences finies ou trop lourd par différentiation algorithmique (autant en termes de temps de génération du graphique du code, que d'utilisation de la mémoire vive). Une fine balance entre horizon de prédiction et capacité de calcul est à anticiper.

5.6.2.2. *La zone post-fatigue.* Après l'apparition de la fatigue, le modèle se stabilise autour d'un nouveau point d'équilibre cinématique. Ce point d'équilibre correspond à celui où le temps passé sous le seuil de fatigabilité (modulé par la vitesse de repos) par l'effort d'élévation de la clavicule ( $\tau_1$ ) compense exactement son temps passé au-dessus (modulé par la vitesse de fatigue). Le niveau de fatigue de ce DDL oscille alors autour du même niveau pour le restant du mouvement<sup>23</sup>.

Cette adaptation cinématique du DDL de l'élévation de la clavicule se répercute sur l'ensemble du modèle. Ceci est probablement dû à la fermeture de boucle causée par le point de contact entre l'archet et le violon ainsi que l'angle strict qu'il doit y avoir entre les deux.

---

23. Pour bien comprendre ce point, il faut se rappeler que, bien que les vitesses de repos et de fatigue soient paramétrisées par la même valeur ( $E$ ) — ce qui pourrait d'ailleurs ne pas être le cas —, leur vitesse de convergence respective (vers 0 ou 100%) dépend également de leur distance avec le seuil de fatigabilité (qui est de 20% pour cette étude). Ceci explique que les vitesses de convergence soient différentes ; c'est-à-dire que le modèle se repose plus rapidement qu'il ne se fatigue.



Ainsi, un abaissement de l'humérus, et par conséquent de la main, généré par la clavicule doit nécessairement s'accompagner d'une compensation qui replacera la main à sa position initiale, c'est-à-dire sans changer sa position ni son orientation relativement au violon qui, lui, est fixe. Dans ce cas-ci, l'essentiel de cette remontée se fait par deux rotations, soit la flexion et la rotation externe de l'humérus. Il est hasardeux d'interpréter directement le DDL de flexion. La raison est que l'angle de flexion est le second axe, dit axe flottant, de la séquence à l'humérus<sup>24</sup>. Vu le niveau d'abduction à l'humérus généralement élevé (mais tout de même généralement sous la barre de l'horizontale), la meilleure façon d'interpréter cette flexion est alors par un mouvement de l'humérus essentiellement vers l'avant et légèrement vers le haut. De façon similaire, puisque le bras est presque à l'horizontale, la rotation externe produit un geste qui se traduit presque directement par une élévation de la main. La combinaison de ces deux rotations est cohérente avec un remplacement de la main dans les trois plans dû à un abaissement causé par des structures en amont.

5.6.2.3. *L'adaptation à l'atteinte de la fatigue.* Le changement de cinématique entre la condition fatigable et non fatigable demeure somme toute assez faible, même après l'atteinte de la fatigue.

Une première raison qui peut expliquer cette faible adaptation cinématique est que l'espace permettant de relaxer les articulations soit en réalité très petit. En effet, comme on vient de le voir, les DDL sont fortement intriqués dû à la nature en boucle fermée du geste de violon, ce qui limite potentiellement les options cinématiques disponibles. Ainsi, alors que l'atteinte de la limite de perception de l'effort force l'optimiseur à trouver une stratégie cinématique compensatoire, il est peut-être en fait impossible de décharger plus les articulations. Ceci signifierait, par exemple, que la solution actuelle aurait été obtenue par « chance » dans la mesure où elle est à la limite des capacités du modèle et que, conséquemment, si une limite de fatigabilité plus basse avait été utilisée, l'optimisation aurait simplement échoué. En support à cette idée, il y a le fait que le modèle utilisé est purement articulaire. Il ne bénéficie donc pas de la redondance musculaire des modèles musculosquelettiques, ni d'autres propriétés musculaires potentiellement utiles, telles les forces passives.

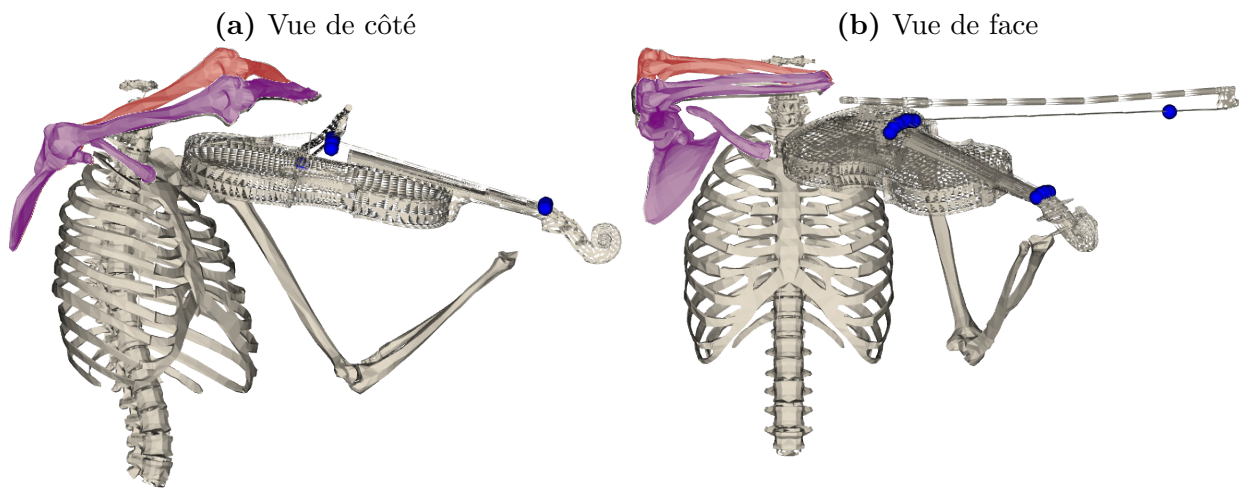
Une autre hypothèse serait que l'espace de relaxation existe effectivement, mais qu'il est trop coûteux à utiliser, ce qui revient à dire que le poids sur la minimisation de la perception de l'effort soit trop faible. À ce point, il est cependant possible d'objecter que ce poids est

---

24. Une façon plus juste de concevoir la flexion de l'humérus alors qu'il est un axe flottant, à comparer à sa définition traditionnelle d'être une élévation dans le plan sagittal, est qu'elle tente d'emmener le coude à un point d'attraction situé droit devant l'épaule. Conséquemment, si une abduction de 90° précède la flexion, alors la « flexion » est en fait un mouvement dans le plan horizontal qui s'apparente au mouvement nommé « flexion horizontale ». De façon similaire, si l'abduction est au-dessus de 90°, alors la « flexion » fait abaisser le bras vers ce même point d'attraction, ce qui est contraire au mouvement intuitif attendu d'une valeur positive de flexion humérale. Ceci montre le risque d'interpréter l'axe flottant sans égard au DDL qui le précède (Michaud, 2012; Michaud *et al.*, 2014)



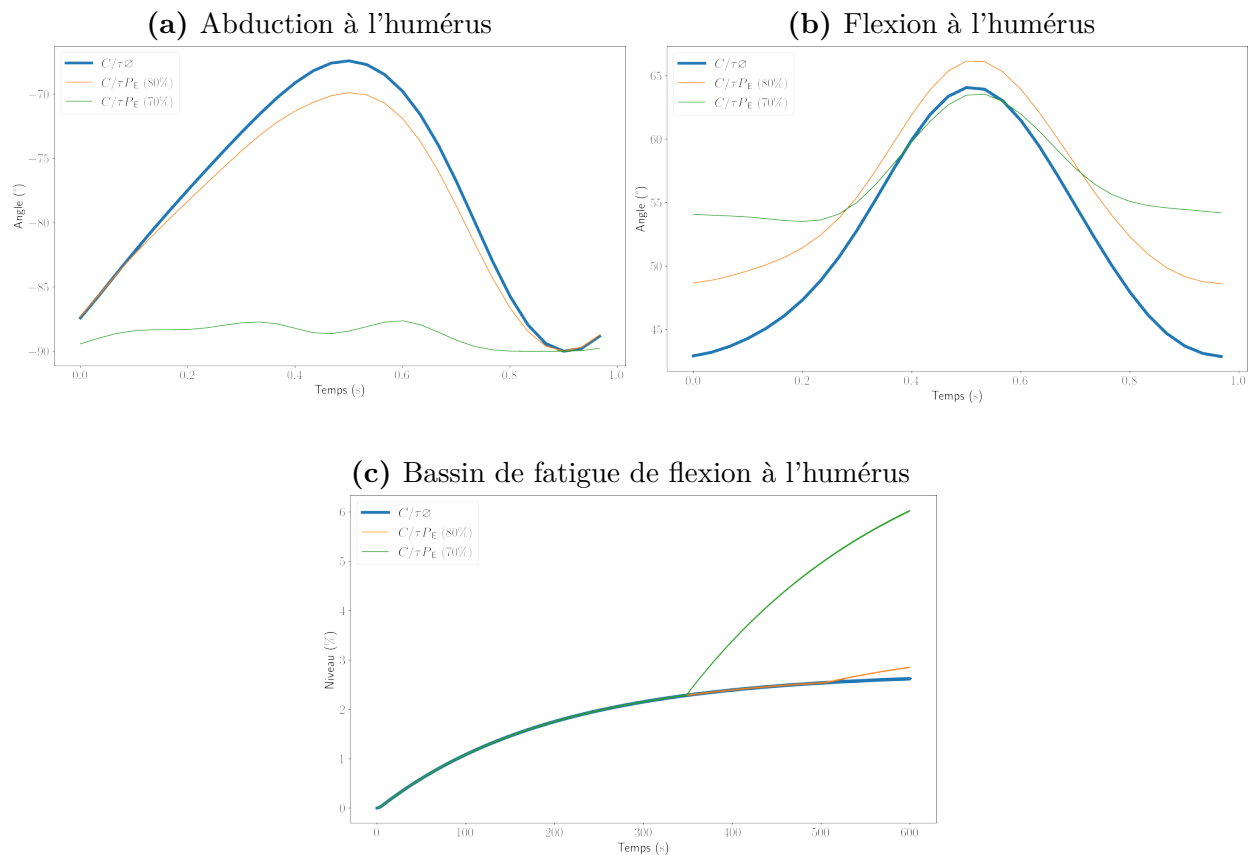
déjà élevé par rapport aux autres objectifs du problème. En effet, entre les zones stables pré et post fatigue, l'augmentation de la somme des fonctions objectifs causée par  $\ddot{\mathbf{q}}$  et  $\boldsymbol{\tau}$  est d'environ 600, alors qu'elle est d'environ 2500 pour les conditions de fatigue ; ce qui représente plus de 10% de l'augmentation de la valeur de la somme des fonctions objectifs. Malgré cette hausse marquée de la fonction objectif du problème, l'optimiseur ne change nullement sa stratégie cinématique, ce qui suggère que réaliser cette modification lui coûterait en fait très cher, sinon il la ferait au fur et à mesure que la fonction objectif augmente. En d'autres mots, à cause des contraintes cinématiques assez strictes imposées au modèle (afin d'imiter le jeu violonistique), il est probable qu'une adaptation cinématique qui tente de conserver un jeu acceptable — ce qui revient numériquement à respecter les contraintes — doivent le mettre dans une position qui nécessite trop d'effort pour être maintenue. Ainsi, même en augmentant le poids de la fatigue, le coût d'un changement d'approche ne pourra être balancé que s'il est absolument nécessaire de faire ce sacrifice, c'est-à-dire au moment où la borne est atteinte. L'ajustement est alors fait, mais de la façon la plus minimalement possible ; tel qu'observé dans cette étude.



**Figure 5.12** – Superposition des modèles  $C/\tau\emptyset$  et  $C/\tau P_E$  à 80% (en magenta) et 70% (en rouge) au moment où l'archet est au talon lors d'un cycle post-fatigue.

Afin de tester ces hypothèses, deux optimisations supplémentaires ont été réalisées. Ces optimisations étaient identiques à celle présentée durant cette étude (E5.4), à l'exception du fait que les limites des bassins de fatigue ont été fixées à 60% et 70%, respectivement. Avec la fatigue limitée à 70%, le modèle converge vers une solution optimale. La stratégie cinématique adoptée est alors de compenser l'abaissement de la clavicule par une abduction à l'humérus, tout en augmentant sa flexion moyenne (voir Figures 5.13 et 5.12). Cette stratégie stabilise





**Figure 5.13** – Comparaison entre les conditions  $C/\tau\emptyset$  et  $C/\tau P_E$  à 80% et 70% pour les états d’abduction et flexion à l’humérus ainsi que l’évolution du bassin de fatigue de ce dernier, lors d’un cycle post-fatigue. L’élévation du coude par une combinaison d’abduction et de flexion permet de décharger la clavicule, mais augmente, ce faisant, la fatigue à l’articulation glénohumérale.

la fatigue à la clavicule — sans la réduire —, mais augmente la charge à l’humérus<sup>25</sup> qui se fatigue alors plus rapidement que pour la condition de référence (soit celle avec la limite de fatigue fixée 80%), comme le montre la Figure 5.13c. Enfin la fonction objectif, dans la zone post-fatigue, prend une valeur d’un peu plus de 22000 ; hausse presque exclusivement assumée par la contrainte d’accélération, suggérant une perte de qualité sonore pour cette stratégie cinématique. Ainsi, tel qu’anticipé, abaisser la fatigue de la clavicule coûte cher à l’optimiseur. Ensuite, concernant la limite de 60%, aucune solution n’a pu être trouvée à partir du moment où la perception de l’effort de la clavicule atteint le niveau maximal.

25. La quantification formelle de la charge n’a pas été effectuée dans le cadre de cette thèse. Il existe cependant un lien fort entre la charge (le couple articulaire) et la fatigue articulaire. En effet, puisque la fatigue est entièrement déterminée par le couple articulaire auquel elle est rattachée et à cause de la nature asymptotique des équations de dynamique de la fatigue, une accélération de l’augmentation de la fatigue est nécessairement due à une augmentation de la charge articulaire. C’est en se basant sur cette hypothèse qu’il a été estimé que la charge à l’humérus a augmenté durant cette condition.



Ceci supporte la première hypothèse, soit que l'espace de recherche pour l'optimiseur est en effet assez restreint. Mises ensemble, ces deux hypothèses peuvent donc expliquer la faible adaptation observée.

## 5.7. Conclusion

Ce chapitre présentait le processus qui a permis de synthétiser un mouvement violonistique sur 10 minutes de jeu dans un contexte de fatigue articulaire par une méthode d'horizon glissant qui exploite la structure cyclique de la cinématique, sans impacter négativement la structure continue de l'accumulation de la fatigue. La méthode proposée a permis de synthétiser l'ensemble du mouvement en moins de 24 heures en plus de mettre en évidence, quoique modestement, des adaptations cinématiques lors de l'atteinte de la fatigue. Le prochain chapitre étend l'interprétation des résultats des études précédentes à un contexte plus large.



# Chapitre 6

---

## Discussion générale

L'objectif de la thèse était d'étudier l'effet de la fatigue dans un geste violonistique par des méthodes expérimentales et numériques, pour ensuite proposer un mouvement de violon moins à risque de développer des blessures liées au jeu (PRMD) que celui utilisé actuellement par les violonistes. Pour cette fin, trois objectifs spécifiques ont été développés, soit **S.1** le développement d'un cadre de recherche adapté à la réalité musicienne, par la caractérisation de la variabilité cinématique (**S.1.1** et **S.1.2**); **S.2** le développement d'un avatar-musicien fatigable adapté aux études de simulation prédictive, par la conception d'un modèle d'accumulation de fatigue (**S.2.1** et **S.2.2**) compatible avec un modèle squelettique ou musculosquelettique (**S.2.3**); et **S.3** l'étude de l'effet de la fatigue accumulée lors de la simulation d'un mouvement de violon par commande optimale.

En lien avec le premier objectif spécifique, nous avons, entre autres, mis en lumière l'individualité des instrumentistes, ce qui implique que les résultats ne peuvent être simplement moyennés; aussi, des devis par mesures répétées sont proposés pour palier à ce problème. De façon similaire, l'étude pointe le fait que — à l'instar de deux gestes sportifs qui n'ont de lien que le fait d'être réalisés dans le même sport — deux mouvements d'archet (par exemple, le *spiccato* et le *legato*) ne peuvent être analysés simultanément; il convient plutôt de les comparer à un geste de référence. En outre, afin de permettre la comparaison entre les études et ainsi de faciliter les méta-analyses à venir, cette référence devrait être commune à travers les études. En lien avec le second objectif, un modèle d'accumulation de la fatigue par perception de l'effort ( $P_E$ ), qui peut être utilisé au niveau musculaire, au niveau articulaire ou même au niveau corporel<sup>1</sup>, a été proposé. Le principal avantage de ce modèle est la rapidité à laquelle il est possible d'en faire son intégration numérique, le rendant efficace dans des contextes d'optimisation où ce calcul est réalisé à de nombreuses reprises. À l'extérieur d'un cadre où le temps de calcul est une limite, il peut être combiné au modèle à trois compartiments (Xia et Frey Law, 2008; Looft *et al.*, 2018), ce qui permet

---

1. Cette application du modèle pourrait alors s'apparenter à de la fatigue centrale et serait pilotée par un niveau global d'activité. Celle-ci n'a cependant pas été testée dans le cadre de cette thèse.



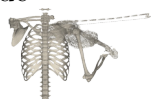
d'étendre son utilisation à des activités qui se réalisent avec de faibles charges, éliminant alors l'incohérence numérique permettant au modèle d'être utilisé indéfiniment. De plus, toujours en lien avec le second objectif, une approche cyclique de la commande prédictive (NMPC cyclique) a été proposée. Celle-ci consiste à avancer la fenêtre d'horizon temporel d'un cycle complet à la fois, permettant une réduction du nombre d'itérations<sub>NMPC</sub>. Finalement, grâce à ces développements, et en lien avec le dernier objectif, la méthode de NMPC multicyclique a été utilisée pour générer des mouvements de violon avec et sans accumulation de fatigue. La comparaison de ces mouvements a permis de mettre en lumière des adaptations cinématiques à l'épaule d'environ 5° pour faire face à l'augmentation de la fatigue à l'épaule, mais uniquement lorsque celle-ci atteignait sa limite d'acceptabilité.

Pour la suite, en lien avec les objectifs de la thèse, je discuterai d'abord plus amplement de ces stratégies cinématiques et de leurs implications pour les musicien·ne·s. Par la suite, j'aborderai différentes limites de la thèse et conclurai sur les perspectives et développements futurs, tant du point de vue des avenues possibles pour poursuivre l'avancée des connaissances en lien avec mes objectifs de thèse que du développement logiciel. Il est à noter que, due à la nature itérative des études de la thèse, plusieurs points ont déjà été abordés dans les discussions respectives de ces études, notamment dans les Sections 3.2, 4.2.4 et 5.6.2 ; points dont je ne reviendrai pas dans ce chapitre.

## 6.1. Stratégies de minimisation de la fatigue

### 6.1.1. Comparaison des résultats avec les violonistes

Dans une étude expérimentale sur laquelle j'étais impliqué, réalisée au laboratoire S2M sur la fatigue musculaire chez les violonistes expert·e·s, des musicien·ne·s devaient jouer jusqu'à épuisement, soit 8/10 sur l'échelle de Borg (Ziane *et al.*, ND). Peu avant l'atteinte de la condition d'arrêt, des adaptations cinématiques similaires à celle générée pour la condition  $C/\tau P_E$  limitée à 80% ont été observées. Ces adaptations consistaient à abaisser le bras, puis à compenser l'abaissement de la main qui en résulte par une flexion au coude. Mais plus important encore, l'ordre de grandeur de ces adaptations était similaire à celui obtenu par les simulations, soit une moyenne de 3°. Ceci suggère qu'outre les limitations numériques (détaillées à la Section 5.6.2), certaines limitations fondamentales existent également et méritent d'être abordées. Celle qui me semble la plus probable est de nature géométrique, due à la boucle fermée, formée par le violon et l'archet. Il a par exemple été observé, chez ces mêmes musiciens, une modification du positionnement du tronc lors de l'atteinte de la fatigue afin de compenser l'abaissement de la main (Ziane *et al.*, ND). Bien que ceci ait un effet indéniable sur l'adaptation à la fatigue — notamment via l'ajustement des effets de gravité des segments —, celui-ci demeure probablement assez faible puisque le tronc est la racine de





la chaîne cinématique, entraînant par conséquent avec lui les deux membres supérieurs. La position relative du violon et de l'archet demeure alors inchangée lorsque le tronc se meut. Par ailleurs, chez les violonistes, la mobilité du tronc dans le plan sagittal est limitée par le fait qu'il est commun de tenter de conserver les cordes le plus à l'horizontal possible. La raison étant que plus les cordes sont à la verticale, plus l'archet aura tendance à glisser longitudinalement sur elles. L'instrumentiste doit alors compenser ce glissement par des efforts à la main et aux doigts, limitant ainsi la dextérité de la main. Or, changer la verticalité du tronc (par un mouvement d'avant/arrière) modifie par extension l'orientation du violon, ce qui n'est *à priori* pas une option optimale. La stratégie de compensation serait alors un mouvement complexe et coordonné de l'ensemble de la chaîne cinématique des membres supérieurs, mais cette compensation ne semble pas se mettre en place chez les violonistes (Brown, 2021; Ziane *et al.*, ND). Malgré cela, la simulation incluant le tronc et le bras gauche est une avenue de recherche intéressante pour le futur. L'effet de l'utilisation du tronc sera discuté de nouveau lorsque j'aborderai les limites de la thèse (Section 6.2).

Inversement, la condition de simulation avec une limite fixée à 70% donne des résultats essentiellement opposés à ceux à 80%, c'est-à-dire qu'une élévation de l'humérus est observée. Ceci est donc contraire aux adaptations observées par Brown (2021) et par Ziane *et al.* (ND) chez les violonistes, mais également, de façon plus générale, dans les tâches de pointages répétitifs (Fuller *et al.*, 2009; Dupuis *et al.*, 2021). En ignorant, encore une fois, les aspects numériques déjà discutés, une explication à ce phénomène peut être la tentative de l'optimiseur de contraindre le niveau de fatigue du modèle dans un contexte où celui-ci ne possède pas d'efforts passifs. En effet, chez l'humain, grâce aux structures passives qui maintiennent le corps en place, un relâchement à l'épaule se traduit par une position avec la clavicule à l'horizontale. Inversement, dans un modèle qui ignore les efforts passifs, cette position est la position la plus fatigante pour la clavicule, puisqu'elle doit être activement maintenue avec son centre de masse dans la position la plus éloignée possible. Une solution plus efficace est alors de relever le bras pour réduire la distance entre son centre de masse et le centre de rotation ; réduisant, par conséquent, l'effort nécessaire pour résister contre le moment du poids. Ainsi, lorsque le modèle approche de sa limite de fatigue, l'optimiseur doit trouver une stratégie qui maintiendra le niveau de fatigue en dessous de cette limite. Or, plus un modèle a une limite de fatigue basse, plus les stratégies utilisées doivent être drastiques, telle que relever de plus en plus le bras. Cette stratégie cinématique n'est cependant pas sans conséquences. En effet, ce que l'étude **E5.4** montre, c'est que cette stratégie s'accompagne d'un effet délétère sur au moins deux aspects. Premièrement, elle provoque une surcharge aux autres articulations sans que celle-ci ne s'accompagne d'une réduction de la perception de l'effort à la clavicule (Figure 5.7b) ; celle-ci se maintient plutôt tout juste sous la limite permise, faisant de cette stratégie une stratégie à court terme. On le remarque notamment avec le fait que si la limite de fatigue est encore abaissée (à 60%), alors aucune solution





n'est trouvée, ce qui suggère qu'il n'existe pas de façon de réellement décharger la clavicule. Deuxièmement, cette stratégie implique un compromis sur la qualité de la performance, plus particulièrement sur la capacité du modèle à jouer de façon souple<sup>2</sup>, ce qui est représenté par la hausse de la fonction objectif sur la minimisation de  $\ddot{\mathbf{q}}$ ; augmentation qui s'apparente à la hausse de la variabilité observée chez des participant·e·s en situation de fatigue dans une tâche d'atteinte (Fuller *et al.*, 2011). Cependant, chez les musiciens, sacrifier la qualité de performance — en d'autres termes, la qualité de son — est un compromis qui n'est généralement pas acceptable et qui ne sera, par conséquent, pas fait.

### 6.1.2. Implications pour les musiciens

Tout ceci comporte des implications concrètes pour les musiciens. Premièrement, du point de vue de la prévention des blessures, il est peu probable que les adaptations trouvées par nos simulations — qui, pour les conditions les moins extrêmes comme celle de la limite fixée à 80%, semblent corroborer les données empiriques — puissent être utilisées directement. En effet, les amplitudes de correction trouvées sont, *à priori*, trop faibles pour être utilisées de façon pertinente en situation de monitoring et correction du mouvement par rétroaction en temps réel. La raison est qu'en situation écologique, il est nécessaire d'utiliser du matériel de captation de la cinématique corporelle peu coûteux — par exemple, la Kinect de Microsoft — qui n'ont pas la précision requise pour détecter des différences de mouvements d'un ordre de grandeur de 5° (Destelle *et al.*, 2014; Clark *et al.*, 2019). En fait, même en utilisant du matériel d'analyse de mouvement de laboratoire, ce niveau de précision demeure un enjeu pour l'épaule (Begon *et al.*, 2015), et ce, alors qu'aucun objet (tel le violon) n'obstrue la vue des segments corporels.

Ainsi, d'un point de vue pratique, face aux constats mis en lumière par mes travaux de thèse, deux conclusions m'apparaissent appropriées. La première — bien qu'à cause des limites de la thèse, des bémols (b) doivent être gardés en tête — est qu'il n'y a probablement pas de cinématique intrinsèquement sécuritaire au violon; suggérant qu'il faille trouver des solutions de remplacement à la simple adaptation de la technique de jeu actuelle pour réduire les risques de blessures (des propositions sont faites dans la Section 6.3 sur les perspectives). La seconde est que — à l'instar des réflexions de Demeny (1905) émises il y a plus de 100 ans déjà — un changement de culture en termes de temps de travail est probablement nécessaire. En effet, la charge de travail est essentiellement composée de l'effort à déployer et du temps sur lequel celui-ci est déployé. Ainsi, si une de ses composantes ne peut être abaissée — ou que légèrement abaissée — alors l'autre composante devient celle qui doit prendre le

---

2. Il n'y a pas, à ma connaissance, d'autres terminologies en français pour représenter le fait de jouer de façon *smooth*. Le terme « souple » est alors souvent employé en musique, mais il réfère à plusieurs choses simultanément; le point commun de ces significations étant un jeu sans accélérations brusques, phénomène qui réfère à la « secousse » (ou *jerk*) en biomécanique.



relais. En accord notamment avec les recherches et recommandations en santé et sécurité au travail (Brauner *et al.*, 2019), une diminution du temps de pratique quotidien, et par conséquent une augmentation du temps de repos, me semble incontournable pour réduire l’occurrence des blessures chez les musiciens, du moins dans un avenir rapproché. Des solutions de remplacement qui vont dans cette direction, telles la pratique par le chant (Cruz, 2021) et la pratique mentale (Bernardi *et al.*, 2013; Iorio *et al.*, 2022), ont d’ores et déjà été proposées. La pratique mentale semble particulièrement prometteuse puisqu’elle résulterait, lorsqu’elle est adéquatement combinée à de la pratique physique, en des performances équivalentes pour un temps de pratique physique moindre. Puisqu’une réduction du temps de pratique ne se mettra cependant pas en place au prix d’une réduction de la qualité du jeu, ni d’une augmentation du temps d’apprentissage, il est nécessaire de développer un argumentaire fiable et convaincant sur l’efficacité de l’apprentissage lors de sessions raccourcies, et ce, spécifiquement chez cette population. Conséquemment, de mon point de vue, les domaines de l’apprentissage et du contrôle moteur ont un rôle clé à jouer dans ce changement de culture et ainsi dans la santé physique des musiciens. Finalement, concernant spécifiquement ce dernier point sur la santé physique, il est important de rappeler que l’hygiène de vie demeure importante dans le contrôle des risques de troubles musculosquelettiques, puisque, tel que montré chez la population de travailleurs·ses en manutention, le niveau d’activité physique corrèle négativement avec le risque de blessures (Kirsch Micheletti *et al.*, 2019).

## 6.2. Limites de la thèse

Des limites concernant plusieurs thématiques ponctuent ce travail de thèse; certaines ont d’ailleurs déjà été abordées dans les chapitres précédents. Il convient tout de même de revisiter celles-ci afin de les contextualiser adéquatement en fonction de l’ensemble des résultats et analyses de la thèse. J’en aborde donc quelques-unes qui me semblent parmi les plus importantes, des plus générales aux plus spécifiques.

### 6.2.1. Utilisation d’un horizon glissant

Je reviens, en premier lieu, sur cette limite déjà abordée dans la Section 5.6.2, soit l’utilisation d’un algorithme par horizon glissant. Alors qu’un des objectifs de la thèse (S.2) était de déterminer une cinématique optimale pour minimiser la fatigue, les algorithmes par horizon glissant sont, par construction, des algorithmes sous-optimaux (Meadows *et al.*, 1995). Ainsi, il leur est impossible de réagir à une perturbation extérieure à la fenêtre prédictive, en plus d’être peu efficaces à prédire l’effet à long terme de leurs décisions. L’optimisation de plusieurs cycles simultanément (soit l’algorithme par NMPC multicyclique) est une tentative de mitiger cet effet, mais, à moins d’inclure un grand nombre de cycles (ce qui serait contraire à l’utilisation même d’un algorithme comme celui-ci), cette option n’est d’aucune



aide pour des variables qui évoluent aussi lentement que la perception de l'effort. Un ajustement possible a déjà été proposé (toujours dans la Section 5.6.2), soit de prédire l'effet à long terme d'une stratégie si celle-ci était répétée très longtemps. D'un autre côté, chez l'humain, les adaptations cinématiques à la fatigue semblent s'installer au fur et à mesure de l'augmentation des indicateurs de fatigue, plutôt qu'être anticipées longtemps à l'avance (Fuller *et al.*, 2011). Ceci serait dû à la volonté de conserver le plus haut niveau de performance possible à tous instants, malgré les conséquences sur l'augmentation de la douleur (Missenard *et al.*, 2009). Ainsi, par construction, l'approche par horizon glissant est potentiellement une représentation plus fidèle qu'une méthode optimale pour approcher le comportement humain.

Une solution de remplacement intéressante aux méthodes d'horizon glissant pourrait être l'utilisation d'un algorithme basé sur l'intelligence artificielle (IA). Il existe d'ailleurs des réseaux de neurones conçus pour fonctionner en combinaison avec un ODE, ce qui est particulièrement pertinent dans le cas de la commande optimale. Un tel contrôleur, nommé AI Pontryagin, a d'ailleurs été utilisé avec succès dans des OCP simples, mais également dans des situations plus complexes comme celle d'un OCP cyclique à hautes fréquences (Böttcher *et al.*, 2022). L'avantage d'une IA par réseau de neurones, dans ce contexte, est que ces algorithmes sont conçus pour fonctionner adéquatement même en présence d'un grand nombre de variables d'entrées.

### 6.2.2. Utilisation d'une dynamique articulaire

Une seconde limite de la méthode concerne l'utilisation des articulations pour piloter le modèle cinématique plutôt que les muscles. Bien que des considérations de capacité de calcul ont justifié ce choix (voir **E5.1**), son utilisation a tout de même des conséquences non négligeables sur nos résultats.

Premièrement, la redondance cinématique — qui est représentée par l'ensemble des stratégies cinématiques qui produisent le même mouvement de l'archet — d'un contrôle articulaire est, par définition, incluse dans celle d'un contrôle musculaire<sup>3</sup>. Le corollaire de ceci est qu'il existe nécessairement moins de stratégies compensatoires de la fatigue par le contrôle articulaire que par celui musculaire ; en d'autres mots, l'espace de recherche où les stratégies compensatoires ne perturbent pas la qualité sonore est nécessairement plus restreint. La caractérisation plus systématique de l'espace nul pourrait permettre de formellement déterminer cette redondance cinématique (Stanev et Moustakas, 2019). Il pourrait cependant être objecté que d'un point de vue du contrôle moteur, il est peu plausible qu'un humain

---

3. Ceci n'est *à priori* vrai que sous l'hypothèse que les bornes sur la cinématique ( $\mathbf{q}$ ) sont cohérentes avec l'anatomie humaine et que la modélisation musculaire (notamment les forces maximales et les chemins musculaires) permettent l'ensemble des mouvements attendus. L'utilisation d'efforts généralisés résiduels permet cependant de suppléer à d'éventuelles lacunes de modélisation musculaire.



puisse sciemment modifier ses stratégies et synergies musculaires ; ces dernières étant reconnues pour être particulièrement stables chez un·e participant·e donné·e (Taborri *et al.*, 2018), même en présence de fatigue (Singh et Latash, 2011; Ortega-Auriol *et al.*, 2018). Conséquemment, des résultats qui auraient un tel niveau de subtilité seraient impossible à concrètement mettre en place, et seraient inutiles d'un point de vue clinique.

Une deuxième problématique associée à l'utilisation d'une dynamique pilotée par les efforts articulaires est l'accumulation de la fatigue à l'articulation plutôt qu'aux muscles. En modélisant le fait qu'une articulation puisse fatiguer indépendamment ses axes, l'hypothèse implicite qui est faite est que les muscles eux-mêmes n'agissent que sur un seul axe de l'articulation. Cependant, la présence à l'épaule de muscles stabilisateurs — qui englobent presque l'entièreté de la tête humérale —, ainsi que celle de muscles pluriarticulaires, font en sorte que les muscles agissent généralement sur plus d'un axe articulaire à la fois, et ce, de façon trop importante pour être simplement ignoré (Tortora et Derrickson, 2007; McDonald *et al.*, 2012). En conséquence, des stratégies cinématiques qui transfèrent de la fatigue d'un axe à un autre à l'intérieur de la même articulation sont en réalité probablement en train de fatiguer la même musculature. Or, dans le cas d'une fatigue articulaire, cette stratégie est efficace pour réduire la fatigue sur un axe en particulier, ce qui contredit dans les faits l'anatomie humaine. D'autres solutions peuvent être envisagées, par exemple le fait de continuer à piloter le modèle cinématique par les articulations, mais d'appliquer la fatigue aux muscles après avoir distribué les contrôles articulaires à des activités musculaires (un peu à la manière de l'effet musculaire inverse, voir Section 1.2.1.5). L'efficacité d'une telle approche dans un contexte de commande optimale ne va pas de soi et demeure à démontrer.

L'utilisation de la dynamique musculaire demeure l'avenue la plus évidente pour palier à ces problèmes, mais plusieurs écueils sont à anticiper. Il y a, premièrement, le long temps de calcul requis par l'utilisation de cette dynamique. Ceci pourrait possiblement être contourné en utilisant une approche par dynamique implicite. En outre, les problématiques géométriques associées à l'utilisation de chemins musculaires ou ceux d'efficacité numérique lors de l'utilisation d'objets de contournement, telles que discutées à la Section 1.2.3.2<sup>4</sup>, ne sont pas à négliger non plus. Une approche automatisée de génération et placement de chemins musculaires est une avenue prometteuse (Livet *et al.*, 2021), mais celle-ci n'a pas encore été testée pour une articulation qui utilise une large portion de l'espace tridimensionnel, comme l'épaule.

---

4. Problématiques à laquelle il faudra ajouter, pour les problèmes de commande optimale, la nécessité de fournir la dérivée des géodésiques lors de l'utilisation des objets de contournement ; ce qui est en soi long, si elle est obtenue par différences finies, soit complexe, lorsqu'elle est obtenue de façon analytique, particulièrement lorsque plus d'un objet de contournement est utilisé pour un même muscle.



### 6.2.3. Mobilisation unique du membre droit

Le choix a été fait de n'activer que le membre supérieur droit (soit le côté de l'archet) au lieu de l'ensemble du haut du corps ; choix justifié par le fait que les études de fatigue au violon tendent à montrer que les ajustement se font essentiellement du côté de l'archet (Ziane, 2021). La conséquence directe de ce choix est cependant que des stratégies compensatoires où le violon est réorienté pour accommoder le positionnement de l'archet sont impossibles à mettre en place. L'optimiseur ne peut pas, par exemple, tourner le violon sur lui-même (autour de l'axe longitudinal) vers l'intérieur. Cette stratégie pourrait notamment être utilisée afin de réduire la hauteur requise de la main pour que l'archet conserve un angle de  $90^\circ$  avec le violon et ainsi potentiellement reposer l'épaule du côté de l'archet (voir Figure 6.1). La difficulté vient alors de la façon de borner l'orientation de l'instrument dans l'espace tridimensionnel pour empêcher l'optimiseur de chercher des solutions qui seraient moins fatigantes, mais dont la technique de jeu serait inadéquate. Une caractérisation de bornes cinématiques de ce type a déjà été proposée pour des angles à l'épaule (Haering *et al.*, 2014). La méthode consiste à définir des contraintes inégalités sur l'orientation du segment d'intérêt de sorte à ce que les angles demeurent à l'intérieur d'une enveloppe non-convexe précalculée. Cette méthode a cependant un potentiel de fortement augmenter le temps de calcul.

(a) Jeu sur la corde de Sol avec le violon pointant vers le haut. (b) Jeu sur la corde de Sol avec le violon pointant vers l'intérieur.



**Figure 6.1** – En tournant le violon sur lui-même vers l'intérieur, l'angle d'attaque pour conserver l'archet perpendiculaire au violon s'abaisse. La hauteur nécessaire du bras pour jouer sur une même corde s'abaisse alors également, ce qui pourrait potentiellement réduire la fatigue à l'épaule de l'archet.

Une autre stratégie cinématique impossible à utiliser due à l'utilisation exclusive du membre supérieur droit est une compensation basée sur le mouvement du tronc. Il est en effet théoriquement possible de relever la main (et par conséquent l'archet), par rapport au repère global, en basculant le tronc dans la direction opposée à la main à relever, soit



vers l'arrière lorsque la main est devant le corps et vers le côté gauche pour relever la main droite. Cette stratégie est, par ailleurs, observée dans les stratégies de compensation lors de tâches de pointages répétitifs (Fuller *et al.*, 2009). Lors d'un mouvement violonistique, l'effet d'une telle stratégie est probablement assez restreint. En effet, en inclinant le tronc dans une direction ou l'autre, c'est l'ensemble de la chaîne cinématique qui bouge avec lui, incluant l'archet et le violon ; ce qui ne change donc pas leur orientation relative. Ainsi, la façon où cette stratégie devient pertinente est en inclinant suffisamment le tronc pour réduire l'effet de la gravité, c'est-à-dire en rapprochant le centre de masse du bras du centre de rotation de l'épaule. Or, le bras étant pratiquement à l'horizontal, afin d'avoir un effet notable, cette stratégie devrait probablement incliner le tronc sur plusieurs dizaines de degrés, ce qui serait de toute façon une stratégie refusée d'emblée. Pour cette raison, il est attendu que l'absence de degrés de liberté au tronc ne soit probablement pas une limite importante.

#### 6.2.4. Absence d'efforts passifs aux articulations

Une autre limite, déjà abordée dans la Section 6.1, est que le modèle ne possède pas d'efforts passifs aux articulations. Ceci ne permet pas, par définition, d'utiliser des stratégies qui utiliseraient l'étirement ligamentaire ou les forces de réactions interosseuses pour contribuer aux efforts articulaires. Le modèle est au contraire limité aux stratégies purement actives ; c'est-à-dire qu'il doit activement générer des efforts articulaires, même dans des positions qui seraient considérées reposantes chez l'humain (Ringelberg, 1985; Ludewig *et al.*, 1996). Dans le cas de la cinématique au violon, cela semble favoriser une stratégie d'élévation à l'humérus, alors qu'un abaissement serait plutôt attendu. Des éléments élastiques avec amortissement ont déjà été utilisés avec succès dans la simulation prédictive de la marche (Felis et Mombaur, 2016) pour modéliser ces structures passives ; mais l'aspect planaire de la marche facilite la paramétrisation de telles structures. Pour des articulations qui utilisent entièrement l'espace tridimensionnel comme l'épaule, une approche pourrait être — à l'instar des bornes sur l'orientation des segments dans l'espace — d'approcher ces forces passives par des enveloppes non-convexes, avec leurs bords modélisés par des fonctions polynomiales ou exponentielles.

#### 6.2.5. Choix arbitraire du profil de fatigue

Une autre limite, qui découle entre autres du choix de contrôler le modèle par une dynamique articulaire, est l'absence d'utilisation d'un modèle de fatigue dont la paramétrisation est validée. Le modèle basé sur la perception de l'effort ( $P_E$ ) est, en effet, proposé et utilisé sans autre validation que son efficacité numérique. Mais, même dans le cas où le modèle à trois compartiments ( $3_{CC}$ ) de Xia et Frey Law (2008) avait été utilisé, sa paramétrisation pour les commandes articulaires n'a, à ma connaissance, jamais été validée. Une paramétrisation





basée sur les mêmes valeurs que celles pour les muscles a montré une bonne correspondance avec des données empiriques (Cheema *et al.*, 2020), mais un ensemble d'autres facteurs ont été intégrés dans l'étude interférant avec la validation directe de cette paramétrisation (ce qui n'était d'ailleurs pas l'objectif de l'étude). Malgré tout, à la vue des résultats obtenus par la synthèse de mouvement, considérant le faible niveau d'adaptation obtenu, il est hasardeux de supposer qu'un profil d'accumulation de fatigue différent aurait engendré des résultats drastiquement différents. Il est, au contraire, plutôt sensé de supposer que l'effet du profil d'accumulation de fatigue a somme toute un effet limité, ce qui suggère que les mêmes conclusions auraient été tirées.

Un aspect peut-être plus important à considérer serait la modélisation de l'atteinte de la limite de fatigue. Dans mes travaux, j'ai utilisé une contrainte stricte sur le niveau permis pour le remplissage du bassin de fatigue (soit 80% d'accumulation de perception de l'effort). Une première solution serait de remplacer cette contrainte par une fonction objectif, ce qui pourrait permettre une plus grande flexibilité pour l'optimiseur. Ceci aurait pu permettre, par exemple, d'obtenir des résultats convergents pour la condition qui limitait l'accumulation de fatigue à 60%. Afin de répondre au problème de pondération pour l'accumulation de fatigue — mis en lumière dans l'expérience **E5.4** —, un poids modulé par des fonctions polynomiales ou exponentielles qui varient en fonction de la montée de la fatigue, afin de fortement pénaliser de trop grandes valeurs, pourrait être envisagé. Une autre approche serait d'intégrer la fatigue directement dans la dynamique articulaire (ou musculaire) par un coefficient — compris entre 0 et 100% — basé sur les niveaux de fatigue et appliqués sur les efforts généralisés avant l'appel de la dynamique directe, tel qu'initialement proposé par Xia et Frey Law (2008)<sup>5</sup>. Dans cette approche, la limite de fatigue est implicite et est atteinte lorsque le modèle n'a plus la force nécessaire pour contrer la réduction de ses efforts dû aux coefficients de fatigue. Des tests préliminaires ont cependant montré une convergence de l'optimiseur compromise en utilisant cette approche, probablement due à l'augmentation de la non linéarité de la dynamique.

### 6.2.6. Contact archet/violon sans force de réaction

Une dernière limite concerne l'absence de force de contact entre l'archet et le violon, alors qu'une force de réaction existe effectivement entre ces deux segments. Par exemple, pour une nuance forte, telle le *sforzando*<sup>6</sup>, il est attendu que cette force de réaction soit d'environ 2 N (Askenfelt, 1986). Cette force, quoique relativement faible, remonte la chaîne cinématique via les articulations pour avoir des répercussion jusqu'à l'épaule. Dans le cadre de cette

5. Plus précisément, Xia et Frey Law (2008) proposent d'utiliser le bassin d'activation ( $M_A$ ) comme coefficient. Par contre, pour le modèle  $P_E$ , seul le bassin de fatigue ( $M_E$ ) est modélisé. L'alternative est donc de prendre  $1 - M_E$  comme valeur de coefficient.

6. Le *sforzando* est un coup d'archet qui se réalise en débutant avec l'archet à l'arrêt et avec une pression forte sur la corde, puis en relâchant une partie de cette pression au moment où l'archet se met en mouvement.



thèse, le contact violon/archet a plutôt été approché par une contrainte cinématique ; ce qui revient à modéliser le fait que l’archet soit maintenu tout juste au-dessus de la corde, mais sans jamais la toucher pour produire un son (puisque la force de contact est nulle). Cette approche modélise un type de jeu qui est, *à priori*, parmi les plus fatigants à réaliser, puisqu’il faut activement maintenir l’archet dans les airs. Au contraire, lorsqu’une force de réaction est présente, celle-ci agit en poussant l’archet vers le haut, permettant de suppléer à son poids, voire même à une partie de celui du membre supérieur. Ainsi, l’absence de force de réaction entre l’archet et le violon apparaît comme une analyse de type « scénario le plus pessimiste », ce qui demeure au final un moindre mal. De plus, de la même façon que le profil de fatigabilité de l’épaule a été arbitrairement choisi en ajustant les efforts maximaux des articulations pour générer de la fatigue en deçà de 10 minutes, les efforts maximaux auraient été ajustés à cette autre réalité pour obtenir des profils similaires. Ainsi, l’impact de ne pas modéliser le contact entre l’archet et le violon est probablement faible dans notre cas.

Malgré tout, si quelqu’un devait inclure ces forces de réactions, des solutions de remplacement sont envisageables. La méthode la plus simple est probablement d’ajouter, au segment virtuel de l’archet, un degré de liberté (DDL) supplémentaire en translation suivant l’axe vertical et de fixer la valeur de la coordonnée généralisée associée à ce DDL supplémentaire à 2 N, tout en contraignant son accélération à demeurer nulle. Le principal écueil de cette approche est qu’il faut affecter la masse de l’archet à ce DDL supplémentaire, modifiant alors les paramètres inertiels de l’archet en fonction de sa position relative avec le violon, ce qui n’a évidemment rien à voir avec la réalité. Une autre solution serait d’appliquer une force externe directement à la main d’archet, de sorte à représenter l’effet qu’aurait 2 N au point de contact transporté à la main. Des tests préliminaires, en utilisant cette approche dans un problème de commande optimale, ont cependant montré une convergence compromise ; mais les raisons qui expliquent cela me demeurent inconnues. Une dernière solution serait de directement modéliser la boucle fermée dans la chaîne cinématique. Ceci est cependant un problème notablement complexe qui dépasse le cadre de cette thèse (Featherstone, 2008) ; l’utilisation de bibliothèques de dynamique de corps rigides, telle Robotran (Docquier *et al.*, 2013) ou MuJoCo (Todorov *et al.*, 2012), spécialisées dans ces approches, serait à envisager.

### 6.3. Perspectives et développements futurs

La recherche effectuée dans le cadre de mon doctorat ouvre la porte à de nouvelles questions et méthodes d’étude du mouvement humain. Dans cette dernière section, j’aborderai d’abord quelques perspectives de recherche en lien avec mon travail, puis j’en présenterai d’autres de nature logicielle.





### 6.3.1. Perspectives de recherche

6.3.1.1. *Étudier l'effet de la morphologie.* Dans un contexte où les violonistes ont une contrainte géométrique commune — soit de conserver un angle de  $90^\circ$  entre l'archet et le violon —, mais jouent avec un instrument aux dimensions standardisées, différentes longueurs de segments corporels impliquent différentes cinématiques ; d'où, entre autres, l'individualité des stratégies cinématiques observées dans l'étude du Chapitre 3. Or, il est attendu que pour des cinématiques différentes, l'accumulation de fatigue le soit également. Ainsi — contrairement aux disciplines comme le golf où les dimensions de l'outil sont adaptées à l'athlète afin d'assurer une cinématique homogène entre elleux (Egret *et al.*, 2006; Gryc *et al.*, 2019) —, il est plausible que la morphologie ait un effet sur la fatigue musculaire des violonistes. Il n'est cependant pas clair quel type de morphologie en serait bénéficiaire. Par exemple, des membres plus long impliquent un centre de masse du membre supérieur plus loin du centre de rotation de l'épaule en plus d'être généralement plus lourds, augmentant l'effort nécessaire pour les maintenir en élévation. En même temps, des membres plus gros viennent souvent avec des muscles plus volumineux et forts, et par conséquent moins susceptibles à la fatigue. De surcroît, de plus longs membres atteignent potentiellement la position attendue de l'archet en utilisant des angles articulaires moins extrêmes, c'est-à-dire dans des zones où les muscles sont plus efficaces (Sharma *et al.*, 2021) et donc moins propices à la surutilisation ; réduisant, par conséquent, l'accumulation de fatigue.

Une étude dédiée à l'effet de la morphologie pourrait répondre à ces questions. La principale difficulté de l'étude rigoureuse de la morphologie par la mise à l'échelle d'un modèle vient du fait qu'elle est un problème combinatoire. Ainsi, pour les modèles squelettiques, les paramètres à tester sont, entre autres, les longueurs segmentaires — via des coefficients d'homothétie homogènes ou non — et la position des centres de masse. À ceux-ci, pour les modèles musculosquelettiques, il faut ajouter les nombreux paramètres musculaires dont le concept même mise à l'échelle demeure une question ouverte (Bolsterlee *et al.*, 2015; Lund *et al.*, 2015; Ding *et al.*, 2019). Tout de même, la méthode numérique présentée dans la thèse semble un bon point de départ pour ce type d'étude ; particulièrement si elle est couplée à de l'optimisation de paramètres, afin de réduire le problème combinatoire en un problème d'optimisation.

6.3.1.2. *Utilisation d'un dispositif anti-gravité.* Une seconde perspective qui pourrait permettre de réduire la fatigue à l'épaule serait de décharger mécaniquement le bras d'archet. Ainsi, à l'image du dispositif anti-gravité pour le côté du violon, proposé par Ziane (2021), dont la fonction est de réduire l'effet du poids du bras et de l'instrument (voir Figure 6.2), il serait possible de concevoir un support qui retire la nécessité de maintenir activement en abduction le bras d'archet. La difficulté anticipée de ce type de dispositif concerne la grande étendue de mouvement du bras d'archet, à comparer au côté gauche, particulièrement dans



le plan frontal (soit, celui d'abduction). Il est effectivement souhaitable que le coude puisse bouger librement de haut en bas afin de s'ajuster à la corde jouée, alors que c'est précisément ce même mouvement qu'un dispositif anti-gravité tenterait de supporter. En première approche, la méthode de simulation de NMPC multicyclique pourrait être utilisée pour étudier les effets de cette perspective par, notamment, l'ajout de forces externes ; en plus d'optimiser le dimensionnement de ces aides techniques par l'optimisation de paramètres.



**Figure 6.2** – Dispositif anti-gravité pour le bras du côté du violon, dont la fonction est de réduire l'effet du poids du bras et de l'instrument. Image tirée de Ziane *et al.* (2021), image publiée sous licence CC-BY.

6.3.1.3. *Nouvelle technique de jeu.* De façon peut-être plus « radicale », il pourrait être pertinent d'étudier des méthodes de jeu complètement différentes de celles les plus couramment utilisées. Il existe, par exemple, certains musiciens qui jouent de l'alto<sup>7</sup> à la verticale, un peu à l'image du jeu au violoncelle (Wikipedia, 2021). En relâchant certaines contraintes qui ne sont pas *à priori* essentielle au maintien de la qualité sonore (par exemple l'obligation de garder le violon au cou), la commande optimale pourrait être utilisée pour générer des idées innovantes et plus saines pour le corps. L'enjeu est cependant plus large puisque le positionnement du corps influence la dextérité qu'un·e musicien·ne peut avoir à l'archet et à la main du violon. Ce type de recherche doit donc se faire de façon coordonnée avec des musicien·ne·s — de plusieurs morphologies et de plusieurs écoles de pensée — afin d'assurer que ces nouvelles méthodes soient pertinentes et aient donc une chance réelle d'être mises en application.

7. Un alto est un instrument similaire au violon, mais qui est généralement légèrement plus gros. Il est conséquemment plus grave et est donc accordé une quinte plus bas que ce dernier. La facture de l'alto est également moins standardisée que celle du violon, faisant qu'il vient dans des dimensions variées.



6.3.1.4. *Cote de fatigabilité des pièces.* D’ici à ce que des méthodes moins fatigantes soient développées et mises en place, une autre idée serait de proposer un système de cotation pour générer un indice de fatigabilité pour les partitions. Une cotation simple pourrait être basée, par exemple, sur le temps total de jeu sur des cordes nécessitant de fortes élévations du bras, soit sur les cordes les plus graves. Il est cependant possible de proposer une cotation plus subtile basée sur l’accumulation de fatigue obtenue par des techniques similaires à celles développées dans cette thèse. L’intérêt serait de permettre aux musicien·ne·s de planifier leurs séances de pratique en fonction d’une périodicité hebdomadaire qui assurerait une charge de travail (et de repos) répartie sur une période de temps plus sécuritaire ainsi qu’une minimisation des variations de cette charge de travail, phénomène reconnu dans le sport comme étant une des principales sources de blessures (Windt et Gabbett, 2017).

6.3.1.5. *Applications plus large de la méthode par NMPC multicyclique.* Au delà de son application chez les violonistes, le cadre de recherche proposé dans cette thèse peut probablement s’appliquer de façon similaire dans la recherche chez les musicien·ne·s de façon générale. En fait — en ignorant les recommandations spécifiques à la musique —, les méthodes développées peuvent être utiles dans d’autres domaines connexes ; plus particulièrement ceux étudiant les populations expertes en motricité fine réalisant des tâches à haute charge cognitive, tels les chirurgien·ne·s ou les dentistes. En outre, un exemple pertinent pour la recherche en biomécanique est les tâches de pointages répétitifs, similaires à Yang *et al.* (2018) ou Savin *et al.* (2021). Ainsi, par sa capacité à reproduire le comportement humain tout en conservant le contrôle sur les variables de modélisation, la méthode NMPC multicyclique s’avère être un outil supplémentaire tout désigné et original pour simuler et analyser ce type de tâche. Elle peut notamment être utilisée — en complémentarité aux études expérimentales — pour tester directement l’effet de l’utilisation du tronc, de la morphologie ou de forcer ou bannir certaines compensations cinématiques ou musculaires.

## 6.3.2. Perspectives de développement logiciel

Puisque le schéma de développement logiciel utilisé est axé sur les projets, les principaux développements à court terme portent sur Biotim. Il s’agit notamment d’ajouter un module de dynamique implicite, en plus d’autres commodités qui seront rapidement rapportées dans cette dernière section.

6.3.2.1. *Module de dynamique implicite.* Une première avenue de développement logicielle concerne l’ajout d’un module pour l’utilisation d’une dynamique implicite dans Biotim, afin de résoudre des OCP qui convergent difficilement par dynamique explicite. Cette méthode consiste à ajouter des variables de contrôle intermédiaire et remplacer l’intégration des équations de la dynamique par des contraintes aux noeuds. Plusieurs études mentionnent les avantages de l’utilisation d’une dynamique implicite lors de la résolution de problèmes de



commande optimale (OCP) en biomécanique (van den Bogert *et al.*, 2011; De Groote *et al.*, 2016; Ezati *et al.*, 2019, 2020). Il y a, premièrement, le fait que puisque les contraintes de continuité sont résolues par optimisation — plutôt que de façon analytique —, il est possible d’incorporer les dynamiques du flux inverse aux équations utilisables (voir Section 1.2.1.1). Dans le cas d’une modélisation par dynamique articulaire, l’utilisation d’une contrainte par dynamique inverse, de la façon suivante :

$$\boldsymbol{\tau} - \text{DynamiqueInverse}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}, \ddot{\mathbf{q}}) = \mathbf{0}.$$

permet d’utiliser des algorithmes de résolution moins coûteux en termes de temps de calcul que la dynamique directe. Le bénéfice collatéral de ceci est de diminuer la non linéarité de la contrainte de continuité des états générant, par le fait même, une meilleure propriété de convergence de l’OCP. Pour des raisons similaires, les dynamiques fortement non linéaires, comme les impacts — qui ont tendance à ne pas converger lors de l’utilisation d’une dynamique explicite à cause d’un comportement chaotique, et donc peu prédictible, des états — peuvent être optimisées par commande optimale (Falisse *et al.*, 2019b).

Alors que l’utilisation d’une dynamique implicite présente d’indéniables avantages, son principal inconvénient est l’incohérence dynamique qu’elle introduit entre les variables de contrôle et d’état, rendant souvent impossible l’intégration de la solution<sup>8</sup>. À cet égard, dans le cas de l’OCP au violon, il est possible que cela soit problématique. En effet, alors que la cinématique corporelle pourrait sans problème être approximée sans que cela n’impacte de façon significative la solution, les états de fatigue, dû à la vitesse lente de leur évolution au cours du temps, doivent être calculés avec précision et donc être proprement intégrés. Des approches mixtes, où certaines variables sont approximées par une dynamique implicite, alors que d’autres sont intégrées par une dynamique explicite, peuvent être envisagées. La souplesse de Bioptim permet déjà d’implémenter ce type de structure, mais n’est pas encore offerte de façon simple et transparente.

6.3.2.2. *Module de génération de solutions initiales multiples.* Un second module qu’il serait pertinent de développer est un module de multidémarrage<sup>9</sup>. Une des difficultés principales en optimisation, particulièrement celle par descente de gradient, est d’éviter les minimums locaux. S’il n’est pas possible de fournir une solution initiale proche de la solution optimale — lorsque, par exemple, celle-ci n’est pas connue —, une option est de proposer

---

8. Il est surprenamment difficile de trouver des références concernant cette limite de la dynamique implicite, du moins dans les publications en biomécanique ; les principales publications à ce sujet n’en faisant simplement pas mention (van den Bogert *et al.*, 2011; De Groote *et al.*, 2016; Dombia *et al.*, 2019; Febrer-Nafria *et al.*, 2020).

9. Traduction libre de : « *Multistart* » Il n’y a pas, à ma connaissance, de terminologie française acceptée pour ce terme.



un ensemble de solutions initiales contrastantes et de les optimiser pour comparer leur solution respective. Ceci ne garantit évidemment pas que cette solution soit l'optimum global de l'OCP, mais permet tout de même d'améliorer la qualité de la solution obtenue.

Le problème avec cette approche est qu'il s'agit d'un problème combinatoire. Il est alors impensable de faire varier, de façon systématique, toutes les variables d'optimisation d'un OCP. Ainsi, un module qui propose des solutions initiales pertinentes, basées sur des heuristiques spécialisées pour la commande optimale, pourrait être envisagé. Une méthode, par exemple, pourrait être d'optimiser une première fois puis de proposer des changements à certaines variables de façon stochastique afin de pousser le système vers d'autres minimums, le cas échéant (Zarodnyuk, 2009). L'avantage est qu'en utilisant une solution optimisée comme base de travail, à la manière d'un horizon glissant, cela permet d'accélérer la convergence des modifications testées sur les variables. Par contre, cela oriente la recherche autour de cette solution et risque donc de ne pas trouver de solutions fondamentalement différentes.

Une utilité concrète d'un tel module peut être directement tirée des résultats de cette thèse. En effet, lors de l'étude **E4.3**, une différence cinématique entre les résultats des modèles par compartiments ( $3_{CC}$  et  $4_{CC}$ ) et celui par perception de l'effort ( $P_E$ ) a été observée. Il n'a cependant pas clairement été établi, à ce moment, si cette différence était due à un effet de la méthode à proprement parlé (soit une fatigue par rapport à une autre) ou simplement due à une meilleure solution cinématique trouvée par « hasard » et qui aurait été applicable à tous les modèles (incluant celui sans fatigue). La présence d'un tel module aurait pu permettre de lever cette ambiguïté.

**6.3.2.3. Autres modules.** D'autres modules sont intéressants à explorer et implémenter pour un outil de commande optimale générique en biomécanique comme Bioptim. Ces modules étant liés de plus loin à mes objectifs de thèse, je n'entre volontairement pas en détail sur leur présentation. Il y a, notamment, l'implémentation d'un module de commande optimale robuste. L'objectif des méthodes d'optimisation robuste est de permettre d'éviter d'obtenir des solutions avec un minimum profond, mais étroit (Gillis et Diehl, 2013; Zanelli *et al.*, 2021). La raison est que ces solutions sont souvent peu reproductibles, de performance incertaine, voire parfois dangereuses, ce qui fait qu'elles ne sont généralement pas retrouvées chez l'humain. En ce sens, l'optimisation robuste a montré une meilleure concordance avec le comportement humain, notamment lors de simulations de performances gymniques (Hiley et Yeadon, 2007). Un autre module d'intérêt serait un module de stimulation électrique fonctionnelle (FES), ce qui permettrait d'utiliser Bioptim en temps réel dans le cadre du contrôle d'un dispositif d'aide aux mouvements des membres chez les personnes présentant des déficiences musculaires (Wolf et Schearer, 2022).



## Conclusion

---

L'objectif de la thèse était d'étudier l'effet de la fatigue dans un geste violonistique par des méthodes expérimentales et numériques. Trois objectifs spécifiques ont été développés, soit 1) le développement d'un cadre de recherche adapté à la réalité musicienne, 2) le développement d'un modèle de fatigue et l'étude de son utilisabilité dans un cadre de commande optimale et 3) la comparaison d'un mouvement violonistique de 10 minutes synthétisées avec et sans modèle de fatigue.

Un cadre expérimental de recherche a été proposé dans la première étude. Celui-ci suggère l'utilisation de devis par mesures répétées en plus de prendre en compte les conditions de jeu — comme le style de jeu ou la corde jouée — comme base de comparaison afin d'aider la communauté de chercheurs·ses à développer un corpus de recherche cohérent et pertinent pour les musicien·ne·s. En outre, par la faible variabilité cinématique intra-participant des violonistes (de l'ordre du 3°), mais de leur grande individualité (variabilité inter-participant  $> 10^\circ$ ), cette première étude a montré la complémentarité des approches numériques dans la recherche en musique.

Ces conclusions ont par ailleurs ouvert la porte à la réalisation des deuxième et troisième objectifs sur l'étude de la fatigue au violon par commande optimale. Dans un premier temps, deux modèles dynamiques d'accumulation de la fatigue périphérique ont été développés et testés dans un contexte de simulation et commande optimale. Un premier — dont la paramétrisation ne nécessite que deux valeurs — propose de modéliser la perception de l'effort ( $P_E$ ) en fonction de la commande cérébrale. Un second ( $4_{CC}$ ), plus complexe, est le mélange de ce premier modèle avec un modèle préexistant d'accumulation par compartiments de la fatigue. Plus complet et précis, le modèle  $4_{CC}$  s'est cependant avéré trop lourd en termes de temps de calcul pour être utilisé dans un contexte de commande optimale. Parallèlement à ces développements, afin de pallier les temps d'optimisation trop longs, une approche cyclique de la commande prédictive (NMPC) a été proposée. Grâce à cette méthode innovante, et en conjonction avec le modèle de  $P_E$  monté sur un modèle squelettique d'avatar-musicien, des premières cinématiques réalistes de jeu au violon ont été obtenues par NMPC ; pour un total de 600 allers-retours du bras simulés en moins de 19 h.



Les résultats de cette simulation montrent des adaptations à la fatigue similaires à celles observées chez l'humain, soit un abaissement de l'humérus d'environ 5° ; abaissement compensé par les autres articulations du membre supérieur afin de garder constante la position de l'archet sur le violon. Ces adaptations cinématiques optimales stabilisent l'accumulation de la fatigue à l'épaule, mais ne permettent pas de la réduire, suggérant, à ce stade, l'inexistence d'une technique de jeu parfaitement sécuritaire au violon. D'un point de vue plus général, la synthèse, par des méthodes de simulation prédictive, de mouvements en correspondance avec le comportement humain, conforte leur utilisation pour la recherche sur la fatigue et ouvre la porte à des approches novatrices et complémentaires à la recherche expérimentale sur les effets de la fatigue lors de tâches répétitives.

Contrairement aux attentes qui ont motivé ma recherche doctorale, mes travaux n'ont pas permis de mettre en lumière des stratégies qui soient, à proprement parler, saines lors du jeu violonistique. En conséquence, le message principal à retenir renforce celui qui a cours depuis longtemps déjà ; je laisse donc, en guise de conclusion, le soin à M. Georges Demenÿ (1850 – 1917) — violoniste, fondateur de l'éducation physique scientifique et un des pères de la biomécanique moderne —, qui le fait mieux que quiconque, le soin de l'exprimer :

*« Travailler d'une façon excessive est encore une erreur, c'est travailler mal, il faut tenir compte de la fatigue. »*

*On ne peut travailler longtemps sans se reposer, au bout d'un certain temps le cerveau qui commande et les muscles qui obéissent ne fonctionnent plus normalement. La fatigue enlève au cerveau sa lucidité et aux muscles la rapidité de leur contraction.*

*[...]*

*Il y a donc une manière de bien travailler ; on ne peut enfreindre les lois du travail et de la fatigue ni celles du mécanisme de nos mouvements sans mettre notre organisme dans un état d'infériorité manifeste. »*

— Georges Demenÿ (1905)

# Index

---

- Archet, 42, 84, 133–137, 139–141,  
143–147, 167, 179–187, 191, 196, 200,  
205, 207, 210–212, 215, 217–222, 227  
chevalet, 180, 184, 185  
coup d’, 43, 133–135, 140–147  
pointe, 184, 186  
talon, 186
- Bibliothèque logicielle, logiciel, 57, 79, 95,  
99–101, 103, 104, 108, 109, 172, 180,  
220  
algèbre linéaire  
Eigen, 95, 102, 107  
Scipy, 153  
analyse  
Pyomeca, 92, 97–99, 103, 108  
commande optimale  
ACADO (*Automatic Control and  
Dynamic Optimization*), 113  
Acados, 82, 83, 86, 109, 112, 113,  
115, 117–119, 121, 122  
AI Pontryagin, 215  
Bioptim, 97, 99, 108–110, 112–122,  
124, 127, 129, 153, 170, 173, 182,  
223–225  
GPOPS-II (*General Purpose Optimal  
Control Software*), 94, 113  
MOCO, 96, 97, 113, 120  
Muscod-II, 94, 97, 113, 119  
Scone (*Simulated Controller  
Optimization Environment*), 97,  
113  
différentiation algorithmique  
CasADi (*Computer Algebra Systems  
Algorithmic Differentiation*), 57,  
70, 96, 104, 107, 113, 115, 118–120  
lecture/écriture de fichier  
BTK (*Biomechanical ToolKit*), 92,  
100, 102  
Ezc3d, 97, 99–103  
modélisation  
Anybody, 93, 94, 96, 100, 107, 120  
Biorbd, 97, 99, 103–108, 115, 118,  
120, 139, 170, 179, 180  
MuJoCo (*Multi-Joint dynamics with  
Contact*), 96, 220  
OpenSim, 92, 95–97, 100, 104, 107,  
108, 113, 120, 170, 179  
Pinocchio, 95  
RBDL (*Rigid Body Dynamics  
Library*), 57, 95, 96, 103, 104, 107,  
180  
Rotobran, 220  
Simbody, 96  
optimisation



CEINMS (*Calibrated EMG-Informed Neuromusculoskeletal Modelling Toolbox*), 121  
 IpopT (*Interior Point Optimizer*), 82, 83, 109, 112, 113, 115, 117–122, 130, 172, 183, 195  
 SNOPT (*Sparse Nonlinear OPTimizer*), 112, 113, 119  
 solveur linéaire  
   ma57, 172, 183  
 transcription  
   SWIG (*Simplified Wrapper and Interface Generator*), 99  
 visualisation  
   Bioviz, 103, 105, 115, 119  
   Graphviz, 117  
 Biomécanique, 28, 30–32, 34, 35, 37, 38, 41, 42, 44–49, 51, 54–59, 64, 72, 74, 75, 77, 79, 82, 85, 88, 90, 92–99, 101–103, 105, 107–115, 118–120, 133–135, 144, 146, 150, 152, 176, 178, 180, 213, 223–225, 227  
 Blessure musculosquelettique, 30, 32, 34  
   liées au jeu musical (*Playing-related musculoskeletal disorder (PRMD)*), 21, 32–35, 45, 133, 134, 210  
 Boîte à outils, 91  
 Boucle fermée, 149, 211  
 But  
   instrumental, 40  
   terminal, 40, 41  
 Chemin musculaire, 54, 59, 64, 103, 120, 171, 181, 188, 215, 216  
 Cinématique  
   articulaire, 41–44, 63, 133–135, 139–141, 143–146, 148  
   directe, 47, 49, 50, 56, 59, 103, 107  
   inverse, 47, 50, 51, 54, 55, 61, 106  
   variabilité, 31, 37–41, 44, 88, 132, 135, 139–144, 147–149  
 Code  
   fermé, 92, 93, 95  
   ouvert, 92–96, 98, 100, 101, 109, 113  
 Collocations directes (DC), 20, 77, 81, 82, 94, 96, 97, 108–111, 113, 115, 118, 130  
 Commande optimale, 30, 31, 54, 57, 74, 75, 77, 82–85, 88, 94, 96, 97, 104, 108, 110, 111, 113, 115, 116, 121, 152, 153, 160, 166–168, 175–178, 182, 210, 215, 216, 220, 222, 224–226  
 état initial, 83, 153, 155–159, 176, 184, 191, 192, 194, 196  
 fonction  
   de contrainte, 39–41, 48, 51, 55, 56, 62, 63, 71, 74–76, 78–85, 87, 96, 108, 109, 112, 113, 115, 116, 118–122, 128–130, 150, 170–172, 183–188, 192, 194–196, 204, 207, 208, 217, 219–224  
   objectif, 75, 77, 96, 108, 109, 112, 113, 115, 116, 118–121, 123, 125, 129, 130, 184, 185, 188, 200, 204, 205, 207, 208, 213, 219  
 logiciel  
   ACADO (*Automatic Control and Dynamic Optimization*), 113  
   Acados, 82, 83, 86, 109, 112, 113, 115, 117–119, 121, 122  
   AI Pontryagin, 215  
   Bioptim, 97, 99, 108–110, 112–122, 124, 127, 129, 153, 170, 173, 182, 223–225  
   GPOPS-II (*General Purpose Optimal Control Software*), 94, 113  
   MOCO, 96, 97, 113, 120

Muscod-II, 94, 97, 113, 119  
 Scone (*Simulated Controller Optimization Environment*), 97, 113  
 noeud de tir, 77–80, 83–87, 121, 123, 125, 129, 130, 172, 183–185, 188–192, 194–196, 223  
 objectif  
   de Mayer, 75–77, 80, 83, 116, 120, 121, 130, 172, 185  
   de Lagrange, 75–77, 79, 83, 87, 116, 121, 125, 172, 185  
 Problème de (OCP), 22, 75–77, 79, 82–88, 108, 109, 111–115, 117–121, 125, 129, 131, 154, 167, 169, 170, 172, 174, 175, 178, 180, 182–188, 192, 194, 204, 205, 215, 223–225  
 solution initiale, 83, 86, 87, 115, 116, 172, 183, 185, 190–192, 194–196, 224, 225  
 transcription  
   collocations directes (DC), 20, 77, 81, 82, 94, 96, 97, 108–111, 113, 115, 118, 130  
   tirs multiples directs (DMS), 20, 77–82, 84, 86, 94, 97, 108–111, 113, 115, 118, 130, 172, 183, 185  
   tirs simple direct (DSS), 77, 78  
 Commande prédictive (NMPC), 21, 74, 85–89, 182, 187–190, 192, 194–196, 198, 200, 205, 211, 226  
 cyclique, 189–193, 195, 198, 201, 211  
 itération, 182, 187–190, 192, 194–196, 198, 200, 211  
 multicyclique, 178, 195–200, 204, 211, 214, 222, 223  
 Coordonnées  
   naturelles, 56, 57  
   coordonnées  
     Généralisées, 49–51, 53, 55–58, 60, 62, 75, 78, 81, 106, 170, 183, 220  
   Corde jouée, 148, 226  
 Degrés de liberté (DDL), 20, 39, 41, 50, 57, 61, 63, 70, 74, 84, 179–181, 183, 185, 186, 194, 196, 199, 202, 203, 205, 206, 220  
 Différentiation algorithmique, 103, 104  
 Dynamique  
   de corps rigides, 103, 220  
   directe, 47, 51, 52, 56, 57, 62, 76, 81, 107, 113, 170, 219, 224  
   implicite, 81, 97, 188, 216, 223, 224  
   inverse, 47, 51, 52, 54, 106, 224  
 Effet musculaire, 53, 54, 98, 171  
   direct, 47, 53, 54  
   inverse, 47, 55, 216  
 Équations différentielles  
   algébriques (*Differential-algebraic equation* (DAE)), 56, 57  
   ordinaire (*Ordinary differential equation* (ODE)), 22, 57, 79, 111, 113, 115, 215  
 Espace nul, 39–41, 149, 150, 215  
 Estimation par horizon mobile (MHE), 21, 75, 85  
 Flux d'analyse  
   direct  
     cinématique, 47, 49, 50, 56, 59, 103, 107  
     dynamique, 47, 51, 52, 56, 57, 62, 76, 81, 107, 113, 170, 219, 224  
     effet musculaire, 47, 53, 54  
   inverse  
     cinématique, 47, 50, 51, 54, 55, 61, 106

- dynamique, 47, 51, 52, 54, 106, 224
- effet musculaire, 47, 55, 216
- Format
  - C3D, 99–102
  - casadi.MX, 172, 183
  - casadi.SX, 172
- Généralisé(e)s
  - accélérations, 106
  - coordonnées, 49–51, 53, 55–58, 60, 62, 75, 78, 81, 106, 170, 183, 220
  - efforts, 51, 52, 106, 169–171, 175, 182, 184, 187, 191, 215, 219
  - vitesses, 75, 81, 84, 106, 170, 183
- Horizon glissant, 31, 83–86, 109, 167, 175, 176, 182, 187–190, 194, 205, 209, 214, 215, 225
- Intégrateur Runge-Kutta (RK), 22, 79, 118, 121, 153, 154, 172, 183
- Intelligence artificielle, 21, 215
- Interface de programmation d’applications (*Application Programming Interface*), 20, 93–95, 98–100, 102
- Kinect, 213
- Laboratoire de Simulation et Modélisation du Mouvement (S2M), 22, 60, 92, 97, 211
- Langage
  - programmation
    - C/C++, 95, 96, 98–100, 105, 107, 110, 113, 119
    - MATLAB (*Matrix laboratory*), 95, 98–100, 103, 105
    - Octave, 98, 99
- Python, 94–96, 98–100, 103, 105, 109, 110, 113, 115, 119, 154
- Minimum
  - local, 224
- Modèle, modélisation
  - de fatigue, 68, 69, 72, 89
    - perception de l’effort ( $P_E$ ), 21, 153, 160–162, 165, 166, 168, 170–177, 182, 188, 189, 191, 192, 196, 198–204, 206–208, 210–212, 215, 218, 219, 225, 226
  - quatre compartiments ( $4_{CC}$ ), 153, 161–168, 170–176, 182, 184, 187–189, 225, 226
  - trois compartiments ( $3_{CC}$ ), 20, 68, 72, 152–166, 168, 176, 218, 225
  - trois compartiments stabilisés ( $3S_{CC}$ ), 153, 155–161, 163, 166
- logiciel
  - Anybody, 93, 94, 96, 100, 107, 120
  - Biorbd, 97, 99, 103–108, 115, 118, 120, 139, 170, 179, 180
  - MuJoCo (*Multi-Joint dynamics with Contact*), 96, 220
  - OpenSim, 92, 95–97, 100, 104, 107, 108, 113, 120, 170, 179
  - Pinocchio, 95
  - RBDL (*Rigid Body Dynamics Library*), 57, 95, 96, 103, 104, 107, 180
  - Robotran, 220
  - Simbody, 96
- musculosquelettique, 45–47, 58, 60, 64, 70, 72, 75, 94, 95, 103, 105, 110, 111, 170, 175–179, 182, 206, 210, 214, 221
- squelettique, 46, 49, 55, 58–63, 70, 103, 200, 210, 221, 226

Modèle à quatre compartiments ( $4_{CC}$ ),  
 153, 161–168, 170–176, 182, 184,  
 187–189, 225, 226

Modèle à trois compartiments ( $3_{CC}$ ), 20,  
 68, 72, 152–166, 168, 176, 218, 225

Modèle à trois compartiments stabilisés  
 ( $3S_{CC}$ ), 153, 155–161, 163, 166

Modèle musculosquelettique, 45–47, 49,  
 55, 58–64, 70, 72, 75, 94, 95, 103,  
 105, 110, 111, 170, 175–179, 182, 200,  
 206, 210, 214, 221, 226

Modélisation, 45, 46, 55, 58–60, 66, 90,  
 93, 95, 103

Morphologie, 143, 149, 150, 221

multidémarrage, 224

Musique  
 battements par minutes (BPM), 20  
 classique, 33

Non linéaire, 48, 74, 77–79, 81–85, 88, 94,  
 110–113, 115, 116, 121, 154, 160, 167,  
 168, 178, 188, 219, 224

Objet de contournement, 54, 59, 64, 120,  
 181, 216

Optimisation non linéaire (NLP), 21,  
 111–113, 115, 116, 118, 119

Optimisation statique, 54, 55, 103, 106

Pathomécanique, 30, 34, 36, 37, 45, 134,  
 172

Perception de l'effort ( $P_E$ ), 21, 153,  
 160–162, 165, 166, 168, 170–177, 182,  
 188, 189, 191, 192, 196, 198–204,  
 206–208, 210–212, 215, 218, 219, 225,  
 226

Rétroaction (*feedback*), 213

Rythme scapulohuméral, 62–64

Simulation, 31, 45, 46, 48, 49, 60, 90,  
 93–97, 103, 111, 150, 153, 211–213,  
 222, 225

Simulation prédictive, 47–49, 52, 54, 56,  
 57, 59, 60, 62, 64, 67, 69–72, 89, 94,  
 97, 150–152, 155, 168, 176, 195, 210,  
 218, 227

Site web  
 GitHub, 97  
 Google, 99

Société internationale de biomécanique  
 (*International Society of  
 Biomechanics* (ISB)), 21, 181

Stimulation électrique fonctionnelle  
 (FES), 21, 225

Style de jeu, 43, 44, 148, 226  
*détaché*, 43  
*legato*, 43, 210  
*sautillé*, 43  
*spiccato*, 43, 210

Synthèse de mouvement, 30, 72, 73, 88,  
 89, 152, 166, 170, 178, 199, 219

Synthèse optimale, 72, 74, 88, 89, 178

Système d'exploitation  
 Linux, 102  
 Mac, 102  
 Windows, 97, 102

Tâche de pointages répétitifs, 22

Tir simple direct (DSS), 77, 78

Tirs multiples directs (DMS), 20, 77–82,  
 84, 86, 94, 97, 108–111, 113, 115, 118,  
 130, 172, 183, 185

Troubles musculosquelettiques, 22, 35, 45

Variabilité  
 cinématique, 31, 37–41, 44, 88, 132,  
 135, 139–144, 147–149

inter-participant, 44, 88, 132, 147, 148,  
226

intra-participant, 41, 44, 88, 132, 147,  
148, 226

Violon, 27, 28, 31, 32, 34, 37, 42–44, 68,  
70, 71, 84, 133, 136, 142, 143, 146,  
147, 167, 178–182, 184–187, 190, 191,  
199, 204–206, 210–213, 217–222, 224,  
226, 227

Vitesse de jeu, 148

Électromyographie (EMG), 20, 44, 47, 55,  
70, 90, 105, 106

## Références bibliographiques

---

- ACKERMANN, B. et ADAMS, R. (2003). Physical Characteristics and Pain Patterns of Skilled Violinists. *Medical Problems of Performing Artists*, 18(2):65–71.
- ACKERMANN, B., ADAMS, R. et MARSHALL, E. (2002). The effect of scapula taping on electromyographic activity and musical performance in professional violinists. *Australian Journal of Physiotherapy*, 48(3):197–203.
- ACKERMANN, B. J., KENNY, D. T. et FORTUNE, J. (2011). Incidence of injury and attitudes to injury management in skilled flute players. *Work*, 40(3):255–259.
- AJIDAHUN, A. T., MUDZI, W., MYEZA, H. et WOOD, W.-A. (2017). Musculoskeletal problems among string instrumentalists in South Africa. *The South African Journal of Physiotherapy*, 73(1).
- ALEXANDER, N., SCHWAMEDER, H., BAKER, R. et TRINLER, U. (2021). Effect of different walking speeds on joint and muscle force estimation using AnyBody and OpenSim. *Gait & Posture*, 90:197–203.
- ALLEN, L., O’CONNELL, A. et KIERMER, V. (2019). How can we ensure visibility and diversity in research contributions? How the Contributor Role Taxonomy (CRediT) is helping the shift from authorship to contributorship. *Learned Publishing*, 32(1):71–74.
- ANCILLAO, A., SAVASTANO, B., GALLI, M. et ALBERTINI, G. (2017). Three dimensional motion capture applied to violin playing : A study on feasibility and characterization of the motor strategy. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 149:19–27.
- ANDERSON, F. C. et PANDY, M. G. (2001). Static and dynamic optimization solutions for gait are practically equivalent. *Journal of Biomechanics*, 34(2):153–161.
- ANDERSSON, J. A. E., GILLIS, J., HORN, G., RAWLINGS, J. B. et DIEHL, M. (2019). CasADi : A software framework for nonlinear optimization and optimal control. *Mathematical Programming Computation*, 11(1):1–36.
- APTEL, M. et ST-VINCENT, M. (2008). Ampleur des TMS en Europe et au Québec. page 12.
- ASKENFELT, A. (1986). Measurement of bow motion and bow force in violin playing. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 80(4):1007–1015.
- ASSILA, N., PIZZOLATO, C., MARTINEZ, R., LLOYD, D. G. et BEGON, M. (2020). EMG-Assisted Algorithm to Account for Shoulder Muscles Co-Contraction in Overhead Manual

- Handling. *Applied Sciences*, 10(10):3522.
- BAADJOU, V. A. E., ROUSSEL, N. A., VERBUNT, J. A. M. C. F., SMEETS, R. J. E. M. et DE BIE, R. A. (2016). Systematic review : Risk factors for musculoskeletal disorders in musicians. *Occupational Medicine*, 66(8):614–622.
- BACKMAN, C., BOQUIST, L., FRIDÉN, J., LORENTZON, R. et TOOLANEN, G. (1990). Chronic achilles paratenonitis with tendinosis : An experimental model in the rabbit. *Journal of Orthopaedic Research*, 8(4):541–547.
- BAE, H. et OH, J.-H. (2017). Humanoid state estimation using a moving horizon estimator. *Advanced Robotics*, 31(13):695–705.
- BAILLY, F., CARPENTIER, J., PINET, B., SOUERES, P. et WATIER, B. (2018). A Mechanical Descriptor of Human Locomotion and its Application to Multi-Contact Walking in Humanoids. In *2018 7th IEEE International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (Biorob)*, pages 350–356.
- BAILLY, F., CEGLIA, A., MICHAUD, B., ROULEAU, D. M. et BEGON, M. (2021a). Real-Time and Dynamically Consistent Estimation of Muscle Forces Using a Moving Horizon EMG-Marker Tracking Algorithm—Application to Upper Limb Biomechanics. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 9:112.
- BAILLY, F., CHARBONNEAU, E., DANÈS, L. et BEGON, M. (2021b). Optimal 3D arm strategies for maximizing twist rotation during somersault of a rigid-body model. *Multibody System Dynamics*, 52(2):193–209.
- BARBE, M. F. et BARR, A. E. (2006). Inflammation and the pathophysiology of work-related musculoskeletal disorders. *Brain, Behavior, and Immunity*, 20(5):423–429.
- BARR, A. E., BARBE, M. F. et CLARK, B. D. (2004). Work-Related Musculoskeletal Disorders of the Hand and Wrist : Epidemiology, Pathophysiology, and Sensorimotor Changes. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 34(10):610–627.
- BARRE, A. et ARMAND, S. (2014). Biomechanical ToolKit : Open-source framework to visualize and process biomechanical data. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 114(1):80–87.
- BARTLETT, R., WHEAT, J. et ROBINS, M. (2007). Is movement variability important for sports biomechanists? *Sports Biomechanics*, 6(2):224–243.
- BASSANI, T., STUCOVITZ, E., QIAN, Z., BRIGUGLIO, M. et GALBUSERA, F. (2017). Validation of the AnyBody full body musculoskeletal model in computing lumbar spine loads at L4L5 level. *Journal of Biomechanics*, 58:89–96.
- BEAZLEY, D. M. (2003). Automated scientific software scripting with SWIG. *Future Generation Computer Systems*, 19(5):599–609.
- BEGON, M., ANDERSEN, M. S. et DUMAS, R. (2018). Multibody Kinematics Optimization for the Estimation of Upper and Lower Limb Human Joint Kinematics : A Systematized Methodological Review. *Journal of Biomechanical Engineering*, 140(3).

- BEGON, M., DAL MASO, F., ARNDT, A. et MONNET, T. (2015). Can optimal marker weightings improve thoracohumeral kinematics accuracy? *Journal of Biomechanics*, 48(10):2019–2025.
- BEGON, M., HILEY, M. J. et YEADON, M. R. (2009). Effect of hip flexibility on optimal stalker performances on high bar. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 12(5):575–583.
- BÉLAISE, C., DAL MASO, F., MICHAUD, B., MOMBAUR, K. et BEGON, M. (2018a). An EMG-marker tracking optimisation method for estimating muscle forces. *Multibody System Dynamics*, 42(2):119–143.
- BÉLAISE, C., MICHAUD, B., DAL MASO, F., MOMBAUR, K. et BEGON, M. (2018b). Which data should be tracked in forward-dynamic optimisation to best predict muscle forces in a pathological co-contraction case? *Journal of Biomechanics*, 68:99–106.
- BERNARDI, N. F., SCHORIES, A., JABUSCH, H.-C., COLOMBO, B. et ALTENMÜLLER, E. (2013). Mental Practice in Music Memorization : An Ecological-Empirical Study. *Music Perception*, 30(3):275–290.
- BERQUE, P. et GRAY, H. (2002a). The influence of neck-shoulder pain on trapezius muscle activity among professional violin and viola players : An electromyographic study. *Medical Problems of Performing Artists*, 17(2):68–75.
- BERQUE, P. et GRAY, H. (2002b). The Influence of Neck–Shoulder Pain on Trapezius Muscle Activity among Professional Violin and Viola Players : An Electromyographic Study. *Medical Problems of Performing Artists*, 17(2):68–75.
- BIU SANTÉ (2009). BIU Santé - Marey 2009.  
<https://www3.biusante.parisdescartes.fr/marey/debut2.htm>.
- BLACHE, Y., MICHAUD, B., ROGOWSKI, I., MONTEIL, K. et BEGON, M. (2019). Sensitivity of Shoulder Musculoskeletal Model Predictions to Muscle-Tendon Properties. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 66(5):1309–1317.
- BOLSTERLEE, B., VARDY, A. N., VAN DER HELM, F. C. T. et (DIRKJAN) VEEGER, H. E. J. (2015). The effect of scaling physiological cross-sectional area on musculoskeletal model predictions. *Journal of Biomechanics*, 48(10):1760–1768.
- BORG, G. (1982). A Category Scale with Ratio Properties for Intermodal and Interindividual Comparisons. *Psychophysical Judgment and the Process of Perception*, pages 25–34.
- BÖTTCHER, L., ANTULOV-FANTULIN, N. et ASIKIS, T. (2022). AI Pontryagin or how artificial neural networks learn to control dynamical systems. *Nature Communications*, 13(1):333.
- BRAGGE, P., BIALOCERKOWSKI, A. et McMEEKEN, J. (2006). A systematic review of prevalence and risk factors associated with playing-related musculoskeletal disorders in pianists. *Occupational Medicine*, 56(1):28–38.



- BRAUNER, C., WÖHRMANN, A. M., FRANK, K. et MICHEL, A. (2019). Health and work-life balance across types of work schedules : A latent class analysis. *Applied Ergonomics*, 51:102906.
- BROWN, C., MCNALLY, W. et MCPHEE, J. (2020). Optimal control of joint torques using direct collocation to maximize ball carry distance in a golf swing. *Multibody System Dynamics*, 50(3):323–333.
- BROWN, C. J. (2021). *The Effect of Upper-String Musician Practice Session on Scapular Kinematics*. M.S., Ann Arbor, United States.
- BROWN, T. D. (2004). Finite Element Modeling in Musculoskeletal Biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, 20(4):336–366.
- BYRD, R. H., NOCEDAL, J. et WALTZ, R. A. (2006). Knitro : An Integrated Package for Nonlinear Optimization. In DI PILLO, G. et ROMA, M., éditeurs : *Large-Scale Nonlinear Optimization*, Nonconvex Optimization and Its Applications, pages 35–59. Springer US, Boston, MA.
- CARPENTIER, J. et MANSARD, N. (2018). Analytical Derivatives of Rigid Body Dynamics Algorithms. In *Robotics : Science and Systems XIV*. Robotics : Science and Systems Foundation.
- CARPENTIER, J., SAUREL, G., BUONDONNO, G., MIRABEL, J., LAMIRAUX, F., STASSE, O. et MANSARD, N. (2019). The Pinocchio C++ library : A fast and flexible implementation of rigid body dynamics algorithms and their analytical derivatives. In *2019 IEEE/SICE International Symposium on System Integration (SII)*, pages 614–619.
- CARRENO-MEDRANO, P., GIBET, S. et MARTEAU, P.-F. (2013). Synthèse de mouvements humains par des méthodes basées apprentissage : un état de l’art. page 14.
- CATTARELLO, P., VINELLI, S., D’EMANUELE, S., GAZZONI, M. et MERLETTI, R. (2018). Comparison of chairs based on HDsEMG of back muscles, biomechanical and comfort indices, for violin and viola players : A short-term study. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 42:92–103.
- CAYEA, D. et MANCHESTER, R. A. (1998). Instrument-specific rates of upper-extremity injuries in music students. *Medical Problems of Performing Artists*, 13(1):19.
- CERVERI, P., PEDOTTI, A. et FERRIGNO, G. (2003). Robust recovery of human motion from video using Kalman filters and virtual humans. *Human Movement Science*, 22(3):377–404.
- CHAN, R. F. M., CHOW, C.-y., LEE, G. P. S., TO, L.-k., TSANG, X. Y. S., YEUNG, S. S. et YEUNG, E. W. (2000). Self-perceived exertion level and objective evaluation of neuromuscular fatigue in a training session of orchestral violin players. *Applied Ergonomics*, 31(4):335–341.
- CHARBONNEAU, E., BAILLY, F., DANÈS, L. et BEGON, M. (2020). Optimal Control as a Tool for Innovation in Aerial Twisting on a Trampoline. *Applied Sciences*, 10(23):8363.

- CHEEMA, N., FREY-LAW, L. A., NADERI, K., LEHTINEN, J., SLUSALLEK, P. et HÄMÄLÄINEN, P. (2020). Predicting Mid-Air Interaction Movements and Fatigue Using Deep Reinforcement Learning. *In Proceedings of the 2020 CHI Conference on Human Factors in Computing Systems*, CHI '20, pages 1–13, New York, NY, USA. Association for Computing Machinery.
- CHITOUR, Y., JEAN, F. et MASON, P. (2012). Optimal Control Models of Goal-oriented Human Locomotion. *SIAM Journal on Control and Optimization*, 50(1):147–170.
- CLARK, R. A., MENTIPLAY, B. F., HOUGH, E. et PUA, Y. H. (2019). Three-dimensional cameras and skeleton pose tracking for physical function assessment : A review of uses, validity, current developments and Kinect alternatives. *Gait & Posture*, 68:193–200.
- CRUZ, I. (2021). Applying Epstein’s “Power Practicing” to violin orchestral excerpts.
- CZAPLICKI, A. (2007). Are natural coordinates a useful tool in modeling planar biomechanical linkages? *Journal of Biomechanics*, 40(10):2307–2312.
- DA COSTA, B. R. et VIEIRA, E. R. (2010). Risk factors for work-related musculoskeletal disorders : A systematic review of recent longitudinal studies. *American Journal of Industrial Medicine*, 53(3):285–323.
- DAMSGAARD, M., RASMUSSEN, J., CHRISTENSEN, S. T., SURMA, E. et DE ZEE, M. (2006). Analysis of musculoskeletal systems in the AnyBody Modeling System. *Simulation Modelling Practice and Theory*, 14(8):1100–1111.
- DAO, T. T. (2016). Rigid musculoskeletal models of the human body systems : A review. *Journal of Musculoskeletal Research*, 19(03):1630001.
- DE BÉZENAC, C. et SWINDELLS, R. (2009). No Pain, No Gain? Motivation and Self-Regulation in Music Learning. *International Journal of Education & the Arts*, 10(16):34.
- DE GROOT, J. H. et BRAND, R. (2001). A three-dimensional regression model of the shoulder rhythm. *Clinical Biomechanics*, 16(9):735–743.
- DE GROOTE, F., DE LAET, T., JONKERS, I. et DE SCHUTTER, J. (2008). Kalman smoothing improves the estimation of joint kinematics and kinetics in marker-based human gait analysis. *Journal of Biomechanics*, 41(16):3390–3398.
- DE GROOTE, F., KINNEY, A. L., RAO, A. V. et FREGLY, B. J. (2016). Evaluation of Direct Collocation Optimal Control Problem Formulations for Solving the Muscle Redundancy Problem. *Annals of Biomedical Engineering*, 44(10):2922–2936.
- DE JALÓN, J. G. (2007). Twenty-five years of natural coordinates. *Multibody System Dynamics*, 18(1):15–33.
- DE LEVA, P. (1996). Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov’s segment inertia parameters. *Journal of Biomechanics*, 29(9):1223–1230.
- DELISLE, A., LARIVIÈRE, C., PLAMONDON, A. et IMBEAU, D. (2003). Troubles musculo-squelettiques et bureautique : impact du mobilier de bureau sur la posture et la sollicitation musculaire du membre supérieur. Rapport technique R-325.

- DEMBIA, C. L., BIANCO, N. A., FALISSE, A., HICKS, J. L. et DELP, S. L. (2019). OpenSim Moco : Musculoskeletal optimal control. *bioRxiv*, page 839381.
- DEMENÿ, G. (1905). *Physiologie des professions : le violoniste : art-mécanisme-hygiène*. A. Maloine.
- DESMYTTERE, G., LETENEUR, S., HAJZADEH, M., BLEAU, J. et BEGON, M. (2020). Effect of 3D printed foot orthoses stiffness and design on foot kinematics and plantar pressures in healthy people. *Gait & Posture*, 81:247–253.
- DESTELLE, F., AHMADI, A., O’CONNOR, N. E., MORAN, K., CHATZITOFIS, A., ZARPALAS, D. et DARAS, P. (2014). Low-cost accurate skeleton tracking based on fusion of kinect and wearable inertial sensors. *In 2014 22nd European Signal Processing Conference (EUSIPCO)*, pages 371–375.
- DIEHL, M., BOCK, H., DIEDAM, H. et WIEBER, P.-B. (2006). Fast Direct Multiple Shooting Algorithms for Optimal Robot Control. *In* DIEHL, M. et MOMBAUR, K., éditeurs : *Fast Motions in Biomechanics and Robotics : Optimization and Feedback Control*, Lecture Notes in Control and Information Sciences, pages 65–93. Springer, Berlin, Heidelberg.
- DIEHL, M. et MOMBAUR, K., éditeurs (2006). *Fast Motions in Biomechanics and Robotics : Optimization and Feedback Control*. Numéro 340 de Lecture Notes in Control and Information Sciences. Springer, Berlin ; New York.
- DING, J., WEXLER, A. S. et BINDER-MACLEOD, S. A. (2000). A predictive model of fatigue in human skeletal muscles. *Journal of Applied Physiology*, 89(4):1322–1332.
- DING, Z., TSANG, C. K., NOLTE, D., KEDGLEY, A. E. et BULL, A. M. J. (2019). Improving Musculoskeletal Model Scaling Using an Anatomical Atlas : The Importance of Gender and Anthropometric Similarity to Quantify Joint Reaction Forces. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 66(12):3444–3456.
- DOCQUIER, N., PONCELET, A. et FISETTE, P. (2013). ROBOTRAN : A powerful symbolic generator of multibody models. *Mechanical Sciences*, 4(1):199–219.
- DOCQUIER, Q., BRÜLS, O. et FISETTE, P. (2019). Comparison and Analysis of Multibody Dynamics Formalisms for Solving Optimal Control Problem. *In* ZAHARIEV, E. et CUADRADO, J., éditeurs : *IUTAM Symposium on Intelligent Multibody Systems – Dynamics, Control, Simulation*, volume 33, pages 55–77. Springer International Publishing, Cham.
- DRAG, P., STYCZEN, K., KWIATKOWSKA, M. et SZCZUREK, A. (2016). A Review on the Direct and Indirect Methods for Solving Optimal Control Problems with Differential-Algebraic Constraints. *In* FIDANOVA, S., éditeur : *Recent Advances in Computational Optimization : Results of the Workshop on Computational Optimization WCO 2014*, Studies in Computational Intelligence, pages 91–105. Springer International Publishing, Cham.
- DUFF, I. S. (2004). MA57—a code for the solution of sparse symmetric definite and indefinite systems. *ACM Transactions on Mathematical Software*, 30(2):118–144.

- DUMAS, R., CHEZE, L. et MOISSENET, F. (2019). Multibody Optimisations : From Kinematic Constraints to Knee Contact Forces and Ligament Forces. In VENTURE, G., LAUMOND, J.-P. et WATIER, B., éditeurs : *Biomechanics of Anthropomorphic Systems*, Springer Tracts in Advanced Robotics, pages 65–89. Springer International Publishing, Cham.
- DUPREY, S., MICHAUD, B., GAGNÉ, É. et BEGON, M. (2020). Bow influence on violinist gestures : Upper arm angles and shoulder muscle activity. In *FA2020, Forum Acusticum 2020*, page 3p, Lyon, France.
- DUPREY, S., NAAIM, A., MOISSENET, F., BEGON, M. et CHÈZE, L. (2017). Kinematic models of the upper limb joints for multibody kinematics optimisation : An overview. *Journal of Biomechanics*, 62:87–94.
- DUPUIS, F., SOLE, G., WASSINGER, C., BIELMANN, M., BOUYER, L. J. et ROY, J.-S. (2021). Fatigue, induced via repetitive upper-limb motor tasks, influences trunk and shoulder kinematics during an upper limb reaching task in a virtual reality environment. *PLOS ONE*, 16(4):e0249403.
- EBAUGH, D. D., MCCLURE, P. W. et KARDUNA, A. R. (2006). Effects of shoulder muscle fatigue caused by repetitive overhead activities on scapulothoracic and glenohumeral kinematics. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 16(3):224–235.
- EBERLY, D. (2008). Euler angle formulas. *Geometric Tools, LLC*.
- EBERLY, D. (2011). A Fast and Accurate Algorithm for Computing SLERP. *Journal of Graphics, GPU, and Game Tools*, 15(3):161–176.
- EGRET, C. I., NICOLLE, B., DUJARDIN, F. H., WEBER, J. et CHOLLET, D. (2006). Kinematic Analysis of the Golf Swing in Men and Women Experienced Golfers. *International Journal of Sports Medicine*, 27(6):463–467.
- EHRIG, R. M., TAYLOR, W. R., DUDA, G. N. et HELLER, M. O. (2006). A survey of formal methods for determining the centre of rotation of ball joints. *Journal of Biomechanics*, 39(15):2798–2809.
- EHRIG, R. M., TAYLOR, W. R., DUDA, G. N. et HELLER, M. O. (2007). A survey of formal methods for determining functional joint axes. *Journal of Biomechanics*, 40(10):2150–2157.
- ELLSON, J., GANSNER, E., KOUTSOFIOS, L., NORTH, S. C. et WOODHULL, G. (2002). Graphviz—Open Source Graph Drawing Tools. In MUTZEL, P., JÜNGER, M. et LEIPERT, S., éditeurs : *Graph Drawing*, Lecture Notes in Computer Science, pages 483–484, Berlin, Heidelberg. Springer.
- ENGIN, A. E. et PEINDL, R. D. (1987). On the biomechanics of human shoulder complex—I. Kinematics for determination of the shoulder complex sinus. *Journal of Biomechanics*, 20(2):103–117.
- EZATI, M., BROWN, P., GHANNADI, B. et MCPHEE, J. (2020). Comparison of direct collocation optimal control to trajectory optimization for parameter identification of an ellipsoidal

- foot-ground contact model. *Multibody System Dynamics*, 49(1):71–93.
- EZATI, M., GHANNADI, B. et MCPHEE, J. (2019). A review of simulation methods for human movement dynamics with emphasis on gait. *Multibody System Dynamics*.
- FALISSE, A., SERRANCOLÍ, G., DEMBIA, C. L., GILLIS, J. et GROOTE, F. D. (2019a). Algorithmic differentiation improves the computational efficiency of OpenSim-based trajectory optimization of human movement. *PLOS ONE*, 14(10):e0217730.
- FALISSE, A., SERRANCOLÍ, G., DEMBIA, C. L., GILLIS, J., JONKERS, I. et DE GROOTE, F. (2019b). Rapid predictive simulations with complex musculoskeletal models suggest that diverse healthy and pathological human gaits can emerge from similar control strategies. *Journal of The Royal Society Interface*, 16(157):20190402.
- FALISSE, A., SERRANCOLÍ, G., L. DEMBIA, C., GILLIS, J., JONKERS, I. et DE GROOTE, F. (2019c). Supplementary Material : Supporting material, methods, figures, and tables from Rapid predictive simulations with complex musculoskeletal models suggest that diverse healthy and pathological human gaits can emerge from similar control strategies.
- FALL, G. R. . P. (2016). Musicians get hurt a lot : Paging Dr. Serap Bastepe-Gray. <https://hub.jhu.edu/magazine/2016/fall/peabody-doctor-for-musicians-injuries/>.
- FEATHERSTONE, R. (2008). Closed Loop Systems. In FEATHERSTONE, R., éditeur : *Rigid Body Dynamics Algorithms*, pages 141–169. Springer US, Boston, MA.
- FEATHERSTONE, R. (2014). *Rigid Body Dynamics Algorithms*. Springer.
- FEATHERSTONE, R. et ORIN, D. (2000). Robot dynamics : Equations and algorithms. In *Proceedings 2000 ICRA. Millennium Conference. IEEE International Conference on Robotics and Automation. Symposia Proceedings (Cat. No.00CH37065)*, volume 1, pages 826–834 vol.1.
- FEBRER-NAFRÍA, M., PALLARÈS-LÓPEZ, R., FREGLY, B. J. et FONT-LLAGUNES, J. M. (2020). Comparison of different optimal control formulations for generating dynamically consistent crutch walking simulations using a torque-driven model. *Mechanism and Machine Theory*, 154:104031.
- FELIS, M. et MOMBAUR, K. (2013). Modeling and Optimization of Human Walking. In MOMBAUR, K. et BERNS, K., éditeurs : *Modeling, Simulation and Optimization of Bipedal Walking*, Cognitive Systems Monographs, pages 31–42. Springer, Berlin, Heidelberg.
- FELIS, M. L. (2017). RBDL : An efficient rigid-body dynamics library using recursive algorithms. *Autonomous Robots*, 41(2):495–511.
- FELIS, M. L. et MOMBAUR, K. (2016). Synthesis of full-body 3-D human gait using optimal control methods. In *2016 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, pages 1560–1566.
- FELIS, M. L., MOMBAUR, K. et BERTHOZ, A. (2015). An optimal control approach to reconstruct human gait dynamics from kinematic data. In *2015 IEEE-RAS 15th International Conference on Humanoid Robots (Humanoids)*, pages 1044–1051.

- FILHO, P. N. C., MUSIALOWSKI, R. et PALMA, A. (2019). Central and Peripheral Fatigue in Physical Effort : A Mini-Review. *Journal of Exercise Physiology Online*, 22(5):220–227.
- FINSTERER, J. (2012). Biomarkers of peripheral muscle fatigue during exercise. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 13(1):218.
- FJELLMAN-WIKLUND, A., GRIP, H., KARLSSON, J. S. et SUNDELIN, G. (2004). EMG trapezius muscle activity pattern in string players : : Part I—is there variability in the playing technique? *International Journal of Industrial Ergonomics*, 33(4):347–356.
- FOHANNO, V., BEGON, M., LACOUTURE, P. et COLLOUD, F. (2014). Estimating joint kinematics of a whole body chain model with closed-loop constraints | SpringerLink. *Multibody System Dynamics*, 31(4):433–449.
- FOHANNO, V., COLLOUD, F., BEGON, M. et LACOUTURE, P. (2010). Estimation of the 3D kinematics in kayak using an extended Kalman filter algorithm : A pilot study. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 13(S1):55–56.
- FRIGERIO, M., BUCHLI, J., CALDWELL, D. G. et SEMINI, C. (2016). RobCoGen : A code generator for efficient kinematics and dynamics of articulated robots, based on Domain Specific Languages. page 19.
- FULLER, J. R., FUNG, J. et CÔTÉ, J. N. (2011). Time-dependent adaptations to posture and movement characteristics during the development of repetitive reaching induced fatigue. *Experimental Brain Research*, 211(1):133–143.
- FULLER, J. R., LOMOND, K. V., FUNG, J. et CÔTÉ, J. N. (2009). Posture-movement changes following repetitive motion-induced shoulder muscle fatigue. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19(6):1043–1052.
- GALLAGHER, S. et HEBERGER, J. R. (2013). Examining the Interaction of Force and Repetition on Musculoskeletal Disorder Risk : A Systematic Literature Review. *Human Factors*, 55(1):108–124.
- GALLAGHER, S., MARRAS, W. S., LITSKY, A. S. et BURR, D. (2005). Torso Flexion Loads and the Fatigue Failure of Human Lumbosacral Motion Segments. *Spine*, 30(20):2265–2273.
- GALLAGHER, S., MARRAS, W. S., LITSKY, A. S., BURR, D., LANDOLL, J. et MATKOVIC, V. (2007). A Comparison of Fatigue Failure Responses of Old Versus Middle-Aged Lumbar Motion Segments in Simulated Flexed Lifting. *Spine*, 32(17):1832–1839.
- GALLAGHER, S. et SCHALL JR., M. C. (2017). Musculoskeletal disorders as a fatigue failure process : Evidence, implications and research needs. *Ergonomics*, 60(2):255–269.
- GATTI, C. J. et HUGHES, R. E. (2009). Optimization of Muscle Wrapping Objects Using Simulated Annealing. *Annals of Biomedical Engineering*, 37(7):1342–1347.
- GEIJTENBEEK, T. (2019). SCONE : Open Source Software for Predictive Simulation of Biological Motion. *Journal of Open Source Software*, 4(38):1421.
- GIFFIN, J. R. et STANISH, W. D. (1993). Overuse tendonitis and rehabilitation. *Canadian*

- Family Physician*, 39:1762–1769.
- GIFTTHALER, M., NEUNERT, M., STÄUBLE, M. et BUCHLI, J. (2018). The control toolbox — An open-source C++ library for robotics, optimal and model predictive control. *In 2018 IEEE International Conference on Simulation, Modeling, and Programming for Autonomous Robots (SIMPAN)*, pages 123–129.
- GILL, P. E., MURRAY, W. et SAUNDERS, M. A. (2005). SNOPT : An SQP Algorithm for Large-Scale Constrained Optimization. *SIAM Review*, 47(1):99–131.
- GILLIS, J. et DIEHL, M. (2013). A positive definiteness preserving discretization method for Lyapunov differential equations. *In 52nd IEEE Conference on Decision and Control*, pages 7759–7764.
- GINSBORG, J. (2018). “The brilliance of perfection” or “pointless finish”? What virtuosity means to musicians. *Musicae Scientiae*, 22(4):454–473.
- GITHUB (2022a). Contributors to pyomeca/bioptim. <https://github.com/pyomeca/bioptim>.
- GITHUB (2022b). Contributors to pyomeca/biorbd. <https://github.com/pyomeca/biorbd>.
- GITHUB (2022c). Contributors to pyomeca/ezc3d. <https://github.com/pyomeca/ezc3d>.
- GOŁEBIEWSKA, J. A., MASTALERZ, A. et ZIELIŃSKI, J. R. (2008). Isokinetic muscle torque during glenohumeral rotation in dominant and nondominant limbs. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, 10(2):6.
- GRYC, T., MARENČÁKOVÁ, J., BROŽKA, M. et ZAHÁLKA, F. (2019). Golf swing variability in elite female junior golfers. *Lékař a technika - Clinician and Technology*, 49(3):87–91.
- GUENNEBAUD, G., JACOB, B., AVERY, P., BACHRACH, A., BARTHELEMY, S. *et al.* (2010). Eigen v3.
- HAERING, D., RAISON, M. et BEGON, M. (2014). Measurement and Description of Three-Dimensional Shoulder Range of Motion With Degrees of Freedom Interactions. *Journal of Biomechanical Engineering*, 136(8).
- HÄGG, G. M. (1991). Static work loads and occupational myalgia—a new explanation model. *Electromyographical kinesiology*, pages 141–144.
- HAN, F., REILY, B., HOFF, W. et ZHANG, H. (2017). Space-time representation of people based on 3D skeletal data : A review. *Computer Vision and Image Understanding*, 158:85–105.
- HANSEN, P. A. et REED, K. (2006). Common Musculoskeletal Problems in the Performing Artist. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics*, 17(4):789–801.
- HARANT, M., SREENIVASA, M., MILLARD, M., ŠARABON, N. et MOMBAUR, K. (2017). Parameter optimization for passive spinal exoskeletons based on experimental data and optimal control. *In 2017 IEEE-RAS 17th International Conference on Humanoid Robotics (Humanoids)*, pages 535–540.
- HATZE, H. (1980). A mathematical model for the computational determination of parameter values of anthropomorphic segments. *Journal of Biomechanics*, 13(10):833–843.

- HAYES, M., COCKRELL, D. et SMITH, D. (2009). A systematic review of musculoskeletal disorders among dental professionals. *International Journal of Dental Hygiene*, 7(3):159–165.
- HEESS, N., MEREL, J. et WANG, Z. (2017). Producing flexible behaviours in simulated environments. <https://deepmind.com/blog/article/producing-flexible-behaviours-simulated-environments>.
- HICKS, J. L., UCHIDA, T. K., SETH, A., RAJAGOPAL, A. et DELP, S. L. (2015). Is My Model Good Enough? Best Practices for Verification and Validation of Musculoskeletal Models and Simulations of Movement. *Journal of Biomechanical Engineering*, 137(2).
- HILEY, M. J. et YEADON, M. R. (2007). Optimization of Backward Giant Circle Technique on the Asymmetric Bars. *Journal of Applied Biomechanics*, 23(4):300–308.
- HILL, A. V. (1938). The heat of shortening and the dynamic constants of muscle | Proceedings of the Royal Society of London. Series B - Biological Sciences. *Biological Science*, 126(843):136–195.
- HÖGFORS, C., SIGHOLM, G. et HERBERTS, P. (1987). Biomechanical model of the human shoulder—I. Elements. *Journal of Biomechanics*, 20(2):157–166.
- HOLZBAUR, K. R. S., MURRAY, W. M. et DELP, S. L. (2005). A Model of the Upper Extremity for Simulating Musculoskeletal Surgery and Analyzing Neuromuscular Control. *Annals of Biomedical Engineering*, 33(6):829–840.
- HOPPE, C., von GOLDBECK, M. et KAWABATA, M. (2018). *Exploring Virtuositities. Heinrich Wilhelm Ernst, Nineteenth-Century Musical Practices and Beyond*. Georg Olms Verlag.
- HOSTENS, I. et RAMON, H. (2005). Assessment of muscle fatigue in low level monotonous task performance during car driving. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 15(3):266–274.
- HOUSKA, B., FERREAU, H. J. et DIEHL, M. (2011). ACADO toolkit—An open-source framework for automatic control and dynamic optimization. *Optimal Control Applications and Methods*, 32(3):298–312.
- HUCHEZ, A., HAERING, D., HOLVOËT, P., BARBIER, F. et BEGON, M. (2015). Local versus global optimal sports techniques in a group of athletes. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 18(8):829–838.
- HULL, D. G. (1997). Conversion of Optimal Control Problems into Parameter Optimization Problems. *Journal of Guidance, Control, and Dynamics*, 20(1):57–60.
- HUSTON, R. L. (2008). *Principles of Biomechanics*. CRC Press, Boca Raton.
- HUZAIFA, U. et LAVIERS, A. (2020). Pre-defined Ranges of Parameters for Walking Styles on Bipedal Robot with Pelvis-located Actuation. page 1.
- IKKALA, A. et HÄMÄLÄINEN, P. (2020). Converting Biomechanical Models from OpenSim to MuJoCo. *arXiv :2006.10618 [cs, q-bio]*.
- IORIO, C., BRATTICO, E., MUNK LARSEN, F., VUUST, P. et BONETTI, L. (2022). The effect



- of mental practice on music memorization. *Psychology of Music*, 50(1):230–244.
- JACKSON, M., MICHAUD, B., TÉTREAULT, P. et BEGON, M. (2012). Improvements in measuring shoulder joint kinematics. *Journal of Biomechanics*, 45(12):2180–2183.
- JACKSON, M. I. (2010). *The Mechanics of the Table Contact Phase of Gymnastics Vaulting*. Thesis, Loughborough University.
- JØRGENSEN, H. (2001). Instrumental learning : Is an early start a key to success? *British Journal of Music Education*, 18(3):227–239.
- KAINZ, H., MODENESE, L., LLOYD, D. G., MAINE, S., WALSH, H. P. J. et CARTY, C. P. (2016). Joint kinematic calculation based on clinical direct kinematic versus inverse kinematic gait models. *Journal of Biomechanics*, 49(9):1658–1669.
- KANNAPE, O. A. et BLANKE, O. (2013). Self in motion : Sensorimotor and cognitive mechanisms in gait agency. *Journal of Neurophysiology*, 110(8):1837–1847.
- KAUFMAN-COHEN, Y. et RATZON, N. Z. (2011). Correlation between risk factors and musculoskeletal disorders among classical musicians. *Occupational Medicine*, 61(2):90–95.
- KELLEHER, L. K., CAMPBELL, K. R. et DICKEY, J. P. (2013). Biomechanical Research on Bowed String Musicians : A Scoping Study. *Medical Problems of Performing Artists*, 28(4):212.
- KELLY, M. P. (2017). Transcription Methods for Trajectory Optimization : A beginners tutorial. *arXiv :1707.00284 [math]*.
- KENNY, D. et ACKERMANN, B. (2015). Performance-related musculoskeletal pain, depression and music performance anxiety in professional orchestral musicians : A population study. *Psychology of Music*, 43(1):43–60.
- KIM, Y., JUNG, Y., CHOI, W., LEE, K. et KOO, S. (2018). Similarities and differences between musculoskeletal simulations of OpenSim and AnyBody modeling system. *Journal of Mechanical Science and Technology*, 32(12):6037–6044.
- KIRSCH MICHELETTI, J., BLÁFOSS, R., SUNDSTRUP, E., BAY, H., PASTRE, C. M. et ANDERSEN, L. L. (2019). Association between lifestyle and musculoskeletal pain : Cross-sectional study among 10,000 adults from the general working population. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 20(1):609.
- KÖGEL, M. et FINDEISEN, R. (2013). Stability of NMPC with cyclic horizons. *IFAC Proceedings Volumes*, 46(23):809–814.
- KONCZAK, J., vander VELDEN, H. et JAEGER, L. (2009). Learning to Play the Violin : Motor Control by Freezing, Not Freeing Degrees of Freedom. *Journal of Motor Behavior*, 41(3):243–252.
- KOOLEN, T. et DEITS, R. (2019). Julia for robotics : Simulation and real-time control in a high-level programming language. In *2019 International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, pages 604–611.

- KOSCHORRECK, J. et MOMBAUR, K. (2012). Modeling and optimal control of human platform diving with somersaults and twists. *Optimization and Engineering*, 13(1):29–56.
- KURFESS, T. R. (2018). *Robotics and Automation Handbook*. CRC Press.
- LACHEZE, C. (2013). La tenue du violon à l’époque baroque. *e-Phaïstos. Revue d’histoire des techniques / Journal of the history of technology*, II(2):28–42.
- LATASH, M. L. (2010). Stages in learning motor synergies : A view based on the equilibrium-point hypothesis. *Human Movement Science*, 29(5):642–654.
- LEAVER, R., HARRIS, E. C. et PALMER, K. T. (2011). Musculoskeletal pain in elite professional musicians from British symphony orchestras. *Occupational Medicine*, 61(8):549–555.
- LEBEAU, M., DUGUAY, P. et BOUCHER, A. (2014). Costs of occupational injuries and diseases in Québec. *Journal of Safety Research*, 50:89–98.
- LEBOEUF, F., BESSONNET, G., SEGUIN, P. et LACOUTURE, P. (2006). Energetic versus sthenic optimality criteria for gymnastic movement synthesis. *Multibody System Dynamics*, 16(3):213–236.
- LEDERMAN, R. J. (2003). Neuromuscular and musculoskeletal problems in instrumental musicians. *Muscle & Nerve*, 27(5):549–561.
- LEINWEBER, D. B., BAUER, I., BOCK, H. G. et SCHLÖDER, J. P. (2003a). An efficient multiple shooting based reduced SQP strategy for large-scale dynamic process optimization. Part 1 : Theoretical aspects. *Computers & Chemical Engineering*, 27(2):157–166.
- LEINWEBER, D. B., SCHÄFER, A., BOCK, H. G. et SCHLÖDER, J. P. (2003b). An efficient multiple shooting based reduced SQP strategy for large-scale dynamic process optimization : Part II : Software aspects and applications. *Computers & Chemical Engineering*, 27(2):167–174.
- LEMPEREUR, M., BROCHARD, S., LEBOEUF, F. et RÉMY-NÉRIS, O. (2014). Validity and reliability of 3D marker based scapular motion analysis : A systematic review. *Journal of Biomechanics*, 47(10):2219–2230.
- LEXELL, J., JARVIS, J., DOWNHAM, D. et SALMONS, S. (1993). Stimulation-induced damage in rabbit fast-twitch skeletal muscles : A quantitative morphological study of the influence of pattern and frequency. *Cell and Tissue Research*, 273(2):357–362.
- LING, C. Y., LOO, F. C. et HAMEDON, T. R. (2016). A Survey on Playing-Related Musculoskeletal Disorders Among Classical Piano Students of Tertiary Institutions in Malaysia. *Global Journal of Arts Education*, 6(2):33–38.
- LING, C.-Y., LOO, F.-C. et HAMEDON, T. R. (2018). Playing-Related Musculoskeletal Disorders Among Classical Piano Students at Tertiary Institutions in Malaysia : Proportion and Associated Risk Factors. *Medical Problems of Performing Artists*, 33(2):82–89.
- LINK, G. J. et GERMONPREZ, M. (2018). Assessing open source project health : 24th Americas Conference on Information Systems 2018 : Digital Disruption, AMCIS 2018. *Americas Conference on Information Systems 2018*.

- LIU, J. Z., BROWN, R. W. et YUE, G. H. (2002). A Dynamical Model of Muscle Activation, Fatigue, and Recovery. *Biophysical Journal*, 82(5):2344–2359.
- LIVET, C., ROUVIER, T., DUMONT, G. et PONTONNIER, C. (2021). An Automatic and Simplified Approach to Muscle Path Modeling. *Journal of Biomechanical Engineering*, 144(1).
- LOOFT, J. M. et FREY-LAW, L. A. (2020). Adapting a fatigue model for shoulder flexion fatigue : Enhancing recovery rate during intermittent rest intervals. *Journal of Biomechanics*, 106:109762.
- LOOFT, J. M., HERKERT, N. et FREY-LAW, L. (2018). Modification of a three-compartment muscle fatigue model to predict peak torque decline during intermittent tasks. *Journal of Biomechanics*, 77:16–25.
- LU, T. W. et O’CONNOR, J. J. (1999). Bone position estimation from skin marker coordinates using global optimisation with joint constraints. *Journal of Biomechanics*, 32(2): 129–134.
- LUDEWIG, P. M., COOK, T. M. et NAWOCZENSKI, D. A. (1996). Three-Dimensional Scapular Orientation and Muscle Activity at Selected Positions of Humeral Elevation. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 24(2):57–65.
- LUND, M. E., ANDERSEN, M. S., DE ZEE, M. et RASMUSSEN, J. (2015). Scaling of musculoskeletal models from static and dynamic trials. *International Biomechanics*, 2(1):1–11.
- MA, L., CHABLAT, D., BENNIS, F. et ZHANG, W. (2009). A new simple dynamic muscle fatigue model and its validation. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 39(1): 211–220.
- MACCHIETTO, A., ZORDAN, V. et SHELTON, C. R. (2009). Momentum control for balance. *In ACM SIGGRAPH 2009 Papers*, SIGGRAPH ’09, pages 1–8, New Orleans, Louisiana. Association for Computing Machinery.
- MACINTOSH, B. R. et RASSIER, D. E. (2002). What Is Fatigue? *Canadian Journal of Applied Physiology*, 27(1):42–55.
- MAHEU, M.-F. et GARON, C. (2020). Conservatoire de musique et d’art dramatique du Québec - Rapport annuel d’activité 2019–2020. Rapport technique.
- MAKING THE VIOLIN (2020). The violin making manual - Measurements. <http://www.makingtheviolin.com/Measurements>.
- MANAL, K. et BUCHANAN, T. S. (2003). A one-parameter neural activation to muscle activation model : Estimating isometric joint moments from electromyograms. *Journal of Biomechanics*, 36(8):1197–1202.
- MANN, S., PANDURO, M. B., PAARUP, H. M., BRANDT, L. et SØGAARD, K. (2021). Surface electromyography of forearm and shoulder muscles during violin playing. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 56:102491.

- MARGOSSIAN, C. C. (2019). A review of automatic differentiation and its efficient implementation. *Wiley Interdisciplinary Reviews : Data Mining and Knowledge Discovery*, 9(4):e1305.
- MARSDEN, S. P., SWAILES, D. C. et JOHNSON, G. R. (2008). Algorithms for exact multi-object muscle wrapping and application to the deltoid muscle wrapping around the humerus. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H : Journal of Engineering in Medicine*, 222(7):1081–1095.
- MCDONALD, A., PICCO, B. R., BELBECK, A. L., CHOW, A. Y. et DICKERSON, C. R. (2012). Spatial dependency of shoulder muscle demands in horizontal pushing and pulling. *Applied Ergonomics*, 43(6):971–978.
- MEADOWS, E. S., HENSON, M. A., EATON, J. W. et RAWLINGS, J. B. (1995). Receding horizon control and discontinuous state feedback stabilization. *International Journal of Control*, 62(5):1217–1229.
- MENON, S., MIGIMATSU, T. et KHATIB, O. (2020). Controlling Muscle-Actuated Articulated Bodies in Operational Space. In AMATO, N. M., HAGER, G., THOMAS, S. et TORRES-TORRITI, M., éditeurs : *Robotics Research*, Springer Proceedings in Advanced Robotics, pages 1037–1053, Cham. Springer International Publishing.
- MERRILL, Z., PERERA, S. et CHAM, R. (2019). Predictive regression modeling of body segment parameters using individual-based anthropometric measurements. *Journal of Biomechanics*, 96:109349.
- MICHAUD, B. (2012). *Complexe d'épaule Dans Un Contexte d'analyse Tridimensionnel - Modélisation et Mise En Garde*. Thèse de doctorat.
- MICHAUD, B., BAILLY, F., CHARBONNEAU, E., CEGLIA, A., SANCHEZ, L. et BEGON, M. (2021). Bioptim, a Python framework for Musculoskeletal Optimal Control in Biomechanics. *bioRxiv*, page 2021.02.27.432868.
- MICHAUD, B. et BEGON, M. (2018). Bioviz : A visualization python toolbox for biorbd.
- MICHAUD, B. et BEGON, M. (2020). Two efficient static optimization algorithms that account for muscle-tendon equilibrium : Approaching the constraint Jacobian via a constant or a cubic spline function. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 0(0):1–7.
- MICHAUD, B. et BEGON, M. (2021a). Biorbd : A C++, Python and MATLAB library to analyze and simulate the human body biomechanics. *Journal of Open Source Software*, 6(57):2562.
- MICHAUD, B. et BEGON, M. (2021b). ‘ezc3d’ : An easy C3D file I/O cross-platform solution for C++, Python and MATLAB. *Journal of Open Source Software*, 6(58):2911.
- MICHAUD, B., DUPREY, S. et BEGON, M. (2017). Scapular kinematic reconstruction – segmental optimization, multibody optimization with open-loop or closed-loop chains : Which one should be preferred? *International Biomechanics*, 4(2):86–94.

- MICHAUD, B., JACKSON, M., ARNDT, A., LUNDBERG, A. et BEGON, M. (2016). Determining in vivo sternoclavicular, acromioclavicular and glenohumeral joint centre locations from skin markers, CT-scans and intracortical pins : A comparison study. *Medical Engineering & Physics*, 38(3):290–296.
- MICHAUD, B., JACKSON, M. I., PRINCE, F. et BEGON, M. S. (2014). Can one angle be simply subtracted from another to determine range of motion in three-dimensional motion analysis? *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 17(5):507–515.
- MILLARD, M. et DELP, S. (2013). A Computationally Efficient Muscle Model. In *ASME 2012 Summer Bioengineering Conference*, pages 1055–1056. American Society of Mechanical Engineers Digital Collection.
- MILLMAN, K. J. et AIVAZIS, M. (2011). Python for Scientists and Engineers. *Computing in Science Engineering*, 13(2):9–12.
- MINERBI, A. et VULFSONS, S. (2018). Challenging the Cinderella Hypothesis : A New Model for the Role of the Motor Unit Recruitment Pattern in the Pathogenesis of Myofascial Pain Syndrome in Postural Muscles. *Rambam Maimonides Medical Journal*, 9(3):e0021.
- MISSENARD, O., MOTTET, D. et PERREY, S. (2009). Adaptation of motor behavior to preserve task success in the presence of muscle fatigue. *Neuroscience*, 161(3):773–786.
- MIT (1987). The MIT License | Open Source Initiative. <https://opensource.org/licenses/MIT>.
- MODENESE, L. (2020). Awesome biomechanics. <https://git.io/JtdLh>.
- MOHAMMED, S., POIGNET, P. et GUIRAUD, D. (2006). Closed Loop Nonlinear Model Predictive Control Applied On Paralyzed Muscles To Restore Lower Limbs Functions. In *2006 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pages 259–264.
- MOHER, D., BOUTER, L., KLEINERT, S., GLASZIOU, P., SHAM, M. H., BARBOUR, V., CORRIAT, A.-M., FOEGER, N. et DIRNAGL, U. (16 juil. 2020). The Hong Kong Principles for assessing researchers : Fostering research integrity. *PLOS Biology*, 18(7):e3000737.
- MOISSENET, F., BÉLAISE, C., PICHE, E., MICHAUD, B. et BEGON, M. (2019). An Optimization Method Tracking EMG, Ground Reactions Forces, and Marker Trajectories for Musculo-Tendon Forces Estimation in Equinus Gait. *Frontiers in Neurobotics*, 13.
- MORAES, G. F. d. S. et ANTUNES, A. P. (2012). Musculoskeletal disorders in professional violinists and violists : Systematic review. *Acta Ortopédica Brasileira*, 20:43–47.
- MORIN, D. (2008). *Introduction to Classical Mechanics : With Problems and Solutions*. Cambridge University Press, Cambridge.
- NEWTON, I. (1687). *Philosophiae naturalis principia mathematica*. J. Societatis Regiae ac Typis J. Streater.
- NORDIN, M. (2020). *Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System*. Lippincott Williams & Wilkins.
- ORTEGA-AURIOL, P. A., BESIER, T. F., BYBLOW, W. D. et MCMORLAND, A. J. C. (2018).

- Fatigue Influences the Recruitment, but Not Structure, of Muscle Synergies. *Frontiers in Human Neuroscience*, 12.
- OZGUR, C. et UNIVERSITY, V. (2017). MatLab vs. Python vs. R. page 18.
- PAGEAUX, B. (2016). Perception of effort in Exercise Science : Definition, measurement and perspectives. *European Journal of Sport Science*, 16(8):885–894.
- PAGEAUX, B. et LEPEERS, R. (2016). Fatigue Induced by Physical and Mental Exertion Increases Perception of Effort and Impairs Subsequent Endurance Performance. *Frontiers in Physiology*, 7.
- PATAKY, T. C. (2010). Generalized n-dimensional biomechanical field analysis using statistical parametric mapping. *Journal of Biomechanics*, 43(10):1976–1982.
- PATTERSON, M. A. et RAO, A. V. (2014). GPOPS-II : A MATLAB Software for Solving Multiple-Phase Optimal Control Problems Using hp-Adaptive Gaussian Quadrature Collocation Methods and Sparse Nonlinear Programming. *ACM Transactions on Mathematical Software*, 41(1):1 :1–1 :37.
- PIZZOLATO, C., LLOYD, D. G., SARTORI, M., CESERACCIU, E., BESIER, T. F., FREGLY, B. J. et REGGIANI, M. (2015). CEINMS : A toolbox to investigate the influence of different neural control solutions on the prediction of muscle excitation and joint moments during dynamic motor tasks. *Journal of Biomechanics*, 48(14):3929–3936.
- PLACE, N. et MILLET, G. Y. (2020). Quantification of Neuromuscular Fatigue : What Do We Do Wrong and Why? *Sports Medicine*, 50(3):439–447.
- PORSA, S., LIN, Y.-C. et PANDY, M. G. (2016). Direct Methods for Predicting Movement Biomechanics Based Upon Optimal Control Theory with Implementation in OpenSim. *Annals of Biomedical Engineering*, 44(8):2542–2557.
- PRINOLD, J. A., MASJEDI, M., JOHNSON, G. R. et BULL, A. M. (2013). Musculoskeletal shoulder models : A technical review and proposals for research foci. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H : Journal of Engineering in Medicine*, 227(10):1041–1057.
- PUYDUPIN-JAMIN, A.-S., JOHNSON, M. et BRETL, T. (2012). A convex approach to inverse optimal control and its application to modeling human locomotion. *In 2012 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 531–536.
- PYPL (2021). PopularitY of Programming Language index.  
<https://pypl.github.io/PYPL.html>.
- QUENTAL, C., FOLGADO, J., AMBRÓSIO, J. et MONTEIRO, J. (2012). A multibody biomechanical model of the upper limb including the shoulder girdle. *Multibody System Dynamics*, 28(1):83–108.
- RANELLI, S., STRAKER, L. et SMITH, A. (2011). Playing-related Musculoskeletal Problems in Children Learning Instrumental Music : The Association Between Problem Location and Gender, Age, and Music Exposure Factors. *Medical Problems of Performing Artists*,

26(3):123.

- RASAMIMANANA, N. (2008). *Geste instrumental du violoniste en situation de jeu : analyse et modélisation*. Thèse de doctorat, Université Pierre et Marie Curie - Paris VI.
- RASAMIMANANA, N. H., FLÉTY, E. et BEVILACQUA, F. (2006). Gesture Analysis of Violin Bow Strokes. In GIBET, S., COURTY, N. et KAMP, J.-F., éditeurs : *Gesture in Human-Computer Interaction and Simulation*, Lecture Notes in Computer Science, pages 145–155, Berlin, Heidelberg. Springer.
- RASMUSSEN, J. (2019). Chapter 8 - The AnyBody Modeling System. In SCATAGLINI, S. et PAUL, G., éditeurs : *DHM and Posturography*, pages 85–96. Academic Press.
- REMPEL, D. M., HARRISON, R. J. et BARNHART, S. (1992). Work-Related Cumulative Trauma Disorders of the Upper Extremity. *JAMA*, 267(6):838–842.
- RENSING, N., SCHEMMANN, H. et ZALPOUR, C. (2018). Musculoskeletal Demands in Violin and Viola Playing : A Literature Review. *Medical Problems of Performing Artists*, 33(4): 265–274.
- RINGELBERG, J. A. (1985). EMG and force production of some human shoulder muscles during isometric abduction. *Journal of Biomechanics*, 18(12):939–947.
- ROSENBLATT, N. J., HURT, C. P., LATASH, M. L. et GRABINER, M. D. (2014). An apparent contradiction : Increasing variability to achieve greater precision? *Experimental Brain Research*, 232(2):403–413.
- ROUX, E., BOUILLAND, S., GODILLON-MAQUINGHEN, A. P. et BOUTTENS, D. (2002). Evaluation of the global optimisation method within the upper limb kinematics analysis. *Journal of Biomechanics*, 35(9):1279–1283.
- SALVESEN, F. S. (2017). The effect of maximal vs. submaximal contractions on crossover fatigue between limbs.
- SAVIN, J., GAUDEZ, C., GILLES, M. A., PADOIS, V. et BIDAUD, P. (2021). Evidence of movement variability patterns during a repetitive pointing task until exhaustion. *Applied Ergonomics*, 96:103464.
- SCHECHTMAN, H. et BADER, D. L. (1997). In vitro fatigue of human tendons. *Journal of Biomechanics*, 30(8):829–835.
- SCHOLZ, A., SHERMAN, M., STAVNESS, I., DELP, S. et KECSKEMÉTHY, A. (2016). A fast multi-obstacle muscle wrapping method using natural geodesic variations. *Multibody System Dynamics*, 36(2):195–219.
- SCOVIL, C. Y. et RONSKY, J. L. (2006). Sensitivity of a Hill-based muscle model to perturbations in model parameters. *Journal of Biomechanics*, 39(11):2055–2063.
- ŠENK, M. et CHÈZE, L. (2006). Rotation sequence as an important factor in shoulder kinematics. *Clinical Biomechanics*, 21:S3–S8.
- SERRANCOLÍ, G. et PÀMIES-VILÀ, R. (2019). Analysis of the influence of coordinate and dynamic formulations on solving biomechanical optimal control problems. *Mechanism and*

*Machine Theory*, 142:103578.

- SETH, A., HICKS, J. L., UCHIDA, T. K., HABIB, A., DEMBIA, C. L., DUNNE, J. J., ONG, C. F., DEMERS, M. S., RAJAGOPAL, A., MILLARD, M., HAMNER, S. R., ARNOLD, E. M., YONG, J. R., LAKSHMIKANTH, S. K., SHERMAN, M. A., KU, J. P. et DELP, S. L. (2018). OpenSim : Simulating musculoskeletal dynamics and neuromuscular control to study human and animal movement. *PLoS Computational Biology*, 14(7).
- SETH, A., MATIAS, R., VELOSO, A. P. et DELP, S. L. (2016). A Biomechanical Model of the Scapulothoracic Joint to Accurately Capture Scapular Kinematics during Shoulder Movements. *PLOS ONE*, 11(1):e0141028.
- SHAN, G. et VISENTIN, P. (2003). A quantitative three-dimensional analysis of arm kinematics in violin performance. *Medical Problems of Performing Artists*, 18(1):3.
- SHAN, G., VISENTIN, P. et SHULTZ, A. (2004). Multidimensional Signal Analysis as a Means of Better Understanding Factors Associated with Repetitive Use in Violin Performance. *Medical Problems of Performing Artists*, 19(3):129.
- SHAN, G., VISENTIN, P., TARDIF, G., ROBINSON, A., EVANS, J. et CROWE, S. (2012). Quantifying Compensation Strategies Between Gross and Fine Motor Control in Violin Performance. *Arts BioMechanics*, 1(2):143–163.
- SHAN, G., VISENTIN, P., WOOLDRIDGE, L., WANG, C. et CONNOLLY, D. (2007). A Frequency-Based Characterization of Spiccato Bowing in Violin Performance. *Perceptual and Motor Skills*, 105(3\_suppl):1027–1051.
- SHARMA, H. B., DAS, A., TAYADE, P. et DEEPAK, K. K. (2021). Recording of length-tension relationship of elbow flexors and extensors by varying elbow angle in human. *Indian Journal of Physiology and Pharmacology*, 64(Suppl 1):S46–S50.
- SHEI, R.-J. et MICKLEBOROUGH, T. D. (2013). Relative Contributions of Central and Peripheral Factors in Human Muscle Fatigue during Exercise : A Brief Review. *Journal of the American Society of Exercise Physiologists*, 16(6):18.
- SHERMAN, M., SETH, A. et DELP, S. L. (2010). How to compute muscle moment arm using generalized coordinates. *Stanford University*.
- SINGH, T. et LATASH, M. L. (2011). Effects of muscle fatigue on multi-muscle synergies. *Experimental Brain Research*, 214(3):335–350.
- SPIKOWSKA-PAWELEC, W., RYCHLIK, M. et RZEPNICKA, A. (2014). Biomechanical evaluation of professional violinists musculoskeletal system Overloading–Motion capture, electromyography and thermovision study. *Advances in Human Factors and Sustainable Infrastructure*, 2:97.
- SRINATH et BALASUBRAMANIAN, V. (2021). An Experimental Study to Analyze the Effects of Self Stretching and Postural Re Education Program for Classical Carnatic Violin Artists in Reducing Playing Related Musculoskeletal Disorder (PRMD) of Cervical Flexor Muscle Group. In BLACK, N. L., NEUMANN, W. P. et NOY, I., éditeurs : *Proceedings of*



- the 21st Congress of the International Ergonomics Association (IEA 2021)*, Lecture Notes in Networks and Systems, pages 802–811, Cham. Springer International Publishing.
- SRINIVASAN, D. et MATHIASSEN, S. E. (2012). Motor variability in occupational health and performance. *Clinical Biomechanics*, 27(10):979–993.
- STANEV, D. et MOUSTAKAS, K. (2019). Modeling musculoskeletal kinematic and dynamic redundancy using null space projection. *PLOS ONE*, 14(1):e0209171.
- STANHOPE, J. et WEINSTEIN, P. (2021). Should musicians play in pain? *British Journal of Pain*, 15(1):82–90.
- STAUBER, W. T. et WILLEMS, M. E. (2002). Prevention of histopathologic changes from 30 repeated stretches of active rat skeletal muscles by long inter-stretch rest times. *European Journal of Applied Physiology*, 88(1):94–99.
- STEIN, S., JUAN, J. S., PINE, S. et HALL, S. (2020). The Effects of Different String Positions of the Bow on Right Scapular Kinematics in Experienced Violin Players. *WWU Honors Program Senior Projects*.
- STEINMETZ, A., SEIDEL, W. et NIEMIER, K. (2008). Shoulder Pain and Holding Position of the Violin : A Case Report. *Medical Problems of Performing Artists*, 23:79–81.
- STRING VIBES (2020). The Basics of Fiddle Bow Construction and 3 Important Factors - StringVibe.
- STRINZEL, M., BROWN, J., KALTENBRUNNER, W., DE RIJCKE, S. et HILL, M. (2021). Ten ways to improve academic CVs for fairer research assessment. *Humanities and Social Sciences Communications*, 8(1):1–4.
- SYSTEMS, M. L. (2020). The C3D File Format A Technical User Guide. page 148.
- TABORRI, J., AGOSTINI, V., ARTEMIADIS, P. K., GHISLIERI, M., JACOBS, D. A., ROH, J. et ROSSI, S. (2018). Feasibility of Muscle Synergy Outcomes in Clinics, Robotics, and Sports : A Systematic Review. *Applied Bionics and Biomechanics*, 2018:e3934698.
- THELEN, D. G. (2003). Adjustment of Muscle Mechanics Model Parameters to Simulate Dynamic Contractions in Older Adults. *Journal of Biomechanical Engineering*, 125(1):70–77.
- TODOROV, E., EREZ, T. et TASSA, Y. (2012). MuJoCo : A physics engine for model-based control. In *2012 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pages 5026–5033.
- TOMEZZOLI, A., MICHAUD, B., GAGNÉ, É., BEGON, M. et DUPREY, S. (Submitted, 2020). Effect of bow camber and mass distribution changes on the violinists’ performance and perception. *Journal of New Music Research*.
- TOPPUTO, F. et ZHANG, C. (2014). Survey of Direct Transcription for Low-Thrust Space Trajectory Optimization with Applications. *Abstract and Applied Analysis*, 2014:e851720.
- TORTORA, G. J. et DERRICKSON, B. (2007). *Principes d’anatomie et de physiologie*. ERPI, Québec, 2e édition.

- TRINLER, U., SCHWAMEDER, H., BAKER, R. et ALEXANDER, N. (2019). Muscle force estimation in clinical gait analysis using AnyBody and OpenSim. *Journal of Biomechanics*, 86:55–63.
- TULCHINSKY, E. et RIOLO, L. (1994). A biomechanical motion analysis of the violinist’s bow arm. *Medical Problems of Performing Artists*, 9(4):119.
- TURNER-STOKES, L. et REID, K. (1999). Three-dimensional motion analysis of upper limb movement in the bowing arm of string-playing musicians. *Clinical Biomechanics*, 14(6): 426–433.
- UENO, R., NAVACCHIA, A., DICESARE, C. A., FORD, K. R., MYER, G. D., ISHIDA, T., TOHYAMA, H. et HEWETT, T. E. (2020). Knee abduction moment is predicted by lower gluteus medius force and larger vertical and lateral ground reaction forces during drop vertical jump in female athletes. *Journal of Biomechanics*, 103:109669.
- VAN DEN BOGERT, A. J., BLANA, D. et HEINRICH, D. (2011). Implicit methods for efficient musculoskeletal simulation and optimal control. *Procedia IUTAM*, 2:297–316.
- VAN DEN BOGERT, A. J., HUPPERETS, M., SCHLARB, H. et KRABBE, B. (2012). Predictive musculoskeletal simulation using optimal control : Effects of added limb mass on energy cost and kinematics of walking and running. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part P : Journal of Sports Engineering and Technology*, 226(2):123–133.
- VERDUGO, F., PELLETIER, J., MICHAUD, B., TRAUBE, C. et BEGON, M. (2020). Effects of Trunk Motion, Touch, and Articulation on Upper-Limb Velocities and on Joint Contribution to Endpoint Velocities During the Production of Loud Piano Tones. *Frontiers in Psychology*, 11.
- VERSCHUEREN, J., TASSIGNON, B., DE PAUW, K., PROOST, M., TEUGELS, A., VAN CUTSEM, J., ROELANDS, B., VERHAGEN, E. et MEEUSEN, R. (2020). Does Acute Fatigue Negatively Affect Intrinsic Risk Factors of the Lower Extremity Injury Risk Profile? A Systematic and Critical Review. *Sports Medicine*, 50(4):767–784.
- VERSCHUEREN, R., FRISON, G., KOUZOUPIS, D., VAN DUIJKEREN, N., ZANELLI, A., NOVOSELNIK, B., FREY, J., ALBIN, T., QUIRYNEN, R. et DIEHL, M. (2019). Acados : A modular open-source framework for fast embedded optimal control. *arXiv preprint*.
- VISENTIN, P., LI, S., TARDIF, G. et SHAN, G. (2015). Unraveling mysteries of personal performance style ; biomechanics of left-hand position changes (shifting) in violin performance. *PeerJ*, 3:e1299.
- VISSER, B. et VAN DIEËN, J. H. (2006). Pathophysiology of upper extremity muscle disorders. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 16(1):1–16.
- WÄCHTER, A. et BIEGLER, L. T. (2006). On the implementation of an interior-point filter line-search algorithm for large-scale nonlinear programming. *Mathematical Programming*, 106(1):25–57.

- WÆRSTED, M., HANVOLD, T. N. et VEIERSTED, K. B. (2010). Computer work and musculoskeletal disorders of the neck and upper extremity : A systematic review. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 11(1):79.
- WALTER, J. P., KINNEY, A. L., BANKS, S. A., D’LIMA, D. D., BESIER, T. F., LLOYD, D. G. et FREGLY, B. J. (2014). Muscle Synergies May Improve Optimization Prediction of Knee Contact Forces During Walking. *Journal of Biomechanical Engineering*, 136(2).
- WANG, L., VAN ASSELDONK, E. H. F. et VAN DER KOOIJ, H. (2011). Model predictive control-based gait pattern generation for wearable exoskeletons. *In 2011 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, pages 1–6.
- WASSEL, D. (2013). Exploring novel designs of NLP solvers : Architecture and Implementation of WORHP.
- WEXLER, A., DING, J. et BINDER-MACLEOD, S. (1997). A mathematical model that predicts skeletal muscle force. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 44(5):337–348.
- WIKIPEDIA (2021). Les articles suivant ont été consultés : « Biomécanique », « Boutisme », « Courbe de Wöhler », « GNU Octave », « Kernel (linear algebra) », « Langage de programmation de bas niveau », « Matlab », « Modélisation », « Musique classique », « Optimisation quadratique » et « Vertical viola ». <https://www.wikipedia.org>.
- WINDT, J. et GABBETT, T. J. (2017). How do training and competition workloads relate to injury? The workload—injury aetiology model. *British Journal of Sports Medicine*, 51(5):428–435.
- WINOLD, H. et THELEN, E. (1994). Coordination and control in the bow arm movements of highly skilled cellists. *Ecological Psychology*, 6(1):1–31.
- WINTER, D. A. (1991). *Biomechanics and Motor Control of Human Gait : Normal, Elderly and Pathological - 2nd Edition*, volume Ed2.
- WINTER, D. A. (2009). *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. John Wiley & Sons.
- WINTERS, J. M. (1990). Hill-Based Muscle Models : A Systems Engineering Perspective. *In WINTERS, J. M. et WOO, S. L.-Y., éditeurs : Multiple Muscle Systems : Biomechanics and Movement Organization*, pages 69–93. Springer, New York, NY.
- WOLF, D. N. et SCHEARER, E. M. (2022). Trajectory Optimization and Model Predictive Control for Functional Electrical Stimulation-Controlled Reaching. *IEEE Robotics and Automation Letters*, 7(2):3093–3098.
- WOLF, E., MÖLLER, D., BALLEMBERGER, N., MORISSE, K. et ZALPOUR, K. (2019). Marker-Based Method for Analyzing the Three-Dimensional Upper Body Kinematics of Violinists and Violists : Development and Clinical Feasibility. *Medical Problems of Performing Artists*, 34(4):179–190.
- WU, G., VAN DER HELM, F. C. T., (DIRKJAN) VEEGER, H. E. J., MAKHSOUS, M., VAN ROY, P., ANGLIN, C., NAGELS, J., KARDUNA, A. R., MCQUADE, K., WANG, X.,

- WERNER, F. W. et BUCHHOLZ, B. (2005). ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion—Part II : Shoulder, elbow, wrist and hand. *Journal of Biomechanics*, 38(5):981–992.
- WU, W., LEE, P. V. S., BRYANT, A. L., GALEA, M. et ACKLAND, D. C. (2016). Subject-specific musculoskeletal modeling in the evaluation of shoulder muscle and joint function. *Journal of Biomechanics*, 49(15):3626–3634.
- XIA, T. et FREY LAW, L. A. (2008). A theoretical approach for modeling peripheral muscle fatigue and recovery. *Journal of Biomechanics*, 41(14):3046–3052.
- YAGISAN, N., KARABORK, H., GOKTEPE, A. et KARALEZLI, N. (2009). Evaluation of Three-Dimensional Motion Analysis of the Upper Right Limb Movements in the Bowing Arm of Violinists Through a Digital Photogrammetric Method. *Medical Problems of Performing Artists*, 24(4):181.
- YANG, C., BOUFFARD, J., SRINIVASAN, D., GHAYOURMANESH, S., CANTÚ, H., BEGON, M. et CÔTÉ, J. N. (2018). Changes in movement variability and task performance during a fatiguing repetitive pointing task. *Journal of Biomechanics*, 76:212–219.
- YEADON, M. R. (1990). The simulation of aerial movement—II. A mathematical inertia model of the human body. *Journal of Biomechanics*, 23(1):67–74.
- YEADON, M. R. et HILEY, M. J. (2000). The mechanics of the backward giant circle on the high bar. *Human Movement Science*, 19(2):153–173.
- YEADON, M. R. et KING, M. A. (2007). Computer simulation modelling in sport. *In Biomechanical Evaluation of Movement in Sport and Exercise*, page 176. Routledge.
- YUDKOWSKY, E. (2007). Terminal Values and Instrumental Values - LessWrong. <https://www.lesswrong.com/posts/n5ucT5ZbPdhfGNLtP/terminal-values-and-instrumental-values>.
- ZANELLI, A., FREY, J., MESSERER, F. et DIEHL, M. (2021). Zero-Order Robust Nonlinear Model Predictive Control with Ellipsoidal Uncertainty Sets. *IFAC-PapersOnLine*, 54(6): 50–57.
- ZARODNYUK, T. S. (2009). Heuristic Algorithms for solution of non-convex optimal control problems with parallelepipedic contingencies. *In Proceedings Include Abstracts of Reports Presented at International Conference “Optimization and Applications”(OPTIMA–2009), Montenegro, Petrovac*, page 91.
- ZAZA, C., CHARLES, C. et MUSZYNSKI, A. (1998). The meaning of playing-related musculoskeletal disorders to classical musicians. *Social Science & Medicine*, 47(12):2013–2023.
- ZIANE, C. (2021). *Effet d’un dispositif d’assistance au mouvement sur la cinématique, l’activité musculaire et la performance musicale de violonistes experts*. Thèse de doctorat, Université de Montréal, Montréal.
- ZIANE, C., GOUBAULT, E., MICHAUD, B., BEGON, M. et DAL MASO, F. (N/D). Preventing

muscle fatigue during violin playing using a dynamic assistive arm support (En préparation). *Frontiers in Psychology*.

ZIANE, C., MICHAUD, B., BEGON, M. et DAL MASO, F. (2021). How Do Violinists Adapt to Dynamic Assistive Support? A Study Focusing on Kinematics, Muscle Activity, and Musical Performance. *Human Factors*, page 00187208211033450.

ZWAMBAG, D. P. et BROWN, S. H. M. (2015). The Effect of Contralateral Submaximal Contraction on the Development of Biceps Brachii Muscle Fatigue. *Human Factors*, 57(3): 461–470.

# Annexe A

---

## Communications

Dans cette section, sont répertoriées les différentes communications scientifiques et communications grises et de vulgarisation qui ont eu lieu durant mon doctorat, soit de janvier 2019 à février 2022.

### A.1. Communications scientifiques

#### A.1.1. Articles de journaux revus par des pairs

- (1) Hajizadeh, M., **Michaud, B.**, & Begon, M. (2019). The effect of intracortical bone pin on shoulder kinematics during dynamic activities. *International Biomechanics*, 6(1), 47-53.
- (2) Tomezzoli, A., **Michaud, B.**, Begon, M., & Duprey, S. (2019). Bow camber and mass distribution : violinist's preferences and sound descriptors. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 22(sup1), S240-S242.
- (3) Martinez, R., Bouffard, J., **Michaud, B.**, Plamondon, A., Côté, J. N., & Begon, M. (2019). Sex differences in upper limb 3D joint contributions during a lifting task. *Ergonomics*, 62(5), 682-693.
- (4) Moissenet, F., Bélaïse, C., Piche, E., **Michaud, B.**, & Begon, M. (2019). An optimization method tracking EMG, ground reactions forces, and marker trajectories for musculo-tendon forces estimation in equinus gait. *Frontiers in neurorobotics*, 13, 48.
- (5) Hajizadeh, M., **Michaud, B.**, Desmyttere, G., Carmona, J. P., & Begon, M. (2020). Predicting foot orthosis deformation based on its contour kinematics during walking. *PloS one*, 15(5), e0232677.

- (6) Verdugo, F., Pelletier, J., **Michaud, B.**, Traube, C., & Begon, M. (2020). Effects of trunk motion, touch, and articulation on upper-limb velocities and on joint contribution to endpoint velocities during the production of loud piano tones. *Frontiers in Psychology*, 11, 1159.
- (7) **Michaud, B.**, & Begon, M. (2020). Two efficient static optimization algorithms that account for muscle-tendon equilibrium : approaching the constraint Jacobian via a constant or a cubic spline function. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 23(11), 703-709.
- (8) Martinez, R., **Michaud, B.**, & Begon, M. (2020). Pyomeca : an open-source framework for biomechanical analysis. *Journal of Open Source Software*, 5(53), 2431.
- (9) Tomezzoli, A., **Michaud, B.**, Gagné, E., Begon, M., & Duprey, S. (2021). Effect of Bow Camber and Mass Distribution on Violinists' Preferences and Performance. *Frontiers in psychology*, 12.
- (10) **Michaud, B.**, & Begon, M. (2021). biorbd : a C++, Python and MatLab library to analyze and simulate the human body biomechanics. *Journal of Open Source Software*, 6(57), 2562.
- (11) Bailly, F., Ceglia, A., **Michaud, B.**, Rouleau, D. M., & Begon, M. (2021). Real-time and dynamically consistent estimation of muscle forces using a moving horizon emg-marker tracking algorithm—application to upper limb biomechanics. *Frontiers in bioengineering and biotechnology*, 9, 112.
- (12) **Michaud, B.**, & Begon, M. (2021). ezc3d : An easy C3D file I/O cross-platform solution for C++, Python and MATLAB. *Journal of Open Source Software*, 6(58), 2911.
- (13) Ziane, C., **Michaud, B.**, Begon, M., & Dal Maso, F. (2021). How Do Violinists Adapt to Dynamic Assistive Support ? A Study Focusing on Kinematics, Muscle Activity, and Musical Performance. *Human Factors*, 00187208211033450.

### A.1.2. Congrès

- (1) Moissenet, F., Bélaïse, C., **Michaud, B.**, & Begon, M. (2019). An EMG-marker tracking optimization method to simulate equinus gait. *In 9<sup>th</sup> International Symposium on Adaptive Motion of Animals and Machines (AMAM 2019)*
- (2) **Michaud, B.**, Begon, M., Gagne, E., & Duprey, S. (2019, Mars). Cinématique du bras d'archet chez les violonistes : effets et interactions du temps de la corde jouée et du style de jeu. *Journée de la recherche de l'École de kinésiologie et des sciences de l'activité physique de l'Université de Montréal (ÉKSAP)*.

- (3) **Michaud, B.** & Begon, M. (2019, Novembre). L'innovation méthodologique en biomécanique — Quand inférer est plus facile que de mesurer. *Innove-action, Centre Hospitalier de l'Université de Montréal (CHUM)*.
- (4) **Michaud, B.** & Begon, M. (2019, Novembre). Synthèse numérique d'un mouvement violonistique — Une gestuelle moins fatigante pour moins de risques de blessures. *Innove-action, Centre Hospitalier de l'Université de Montréal (CHUM)*.
- (5) Tomezzoli, A., **Michaud, B.**, Gagne, E., Begon, M., & Duprey, S. (2020, Décembre). Bow influence on violinist performance. In FA 2020, *Forum Acusticum 2020* (p. 4p).
- (6) Duprey, S., **Michaud, B.**, Gagne, E., & Begon, M. (2020, Décembre). Bow influence on violinist gestures : upper arm angles and shoulder muscle activity. In FA2020, *Forum Acusticum 2020* (p. 3p).
- (7) **Michaud, B.**, & Begon, M. (2021, Mars). Synthèse optimale d'un mouvement violonistique — La commande optimale au profit d'un geste cyclique. *Journée de la recherche de l'École de kinésiologie et des sciences de l'activité physique de l'Université de Montréal (ÉKSAP)*.
- (8) **Michaud, B.**, & Begon, M. (2021, Mai). Innovative method to assess muscle fatigue — An optimal control program simulation. *21<sup>st</sup> conference of the Canadian Society of Biomechanics (CSB)*.
- (9) **Michaud, B.**, & Begon, M. (2021, Septembre). Optimal synthesis of complex repetitive upper-limb movements using fatigable structures. *17<sup>th</sup> International Symposium on Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering (CMBBE)*.

### A.1.3. Autres conférences

- (1) **Michaud, B.** (2019, Juillet). Biomécanique du violon & Commande optimale du geste violonistique pour minimiser la fatigue de l'épaule. *Institut français des sciences et technologies des transports, de l'aménagement et des réseaux (Ifsttar)*.
- (2) **Michaud, B.**, & Begon, M. (2020, Juin). biorbd — Un outil performant de simulation et modélisation du mouvement. *Café Scientifique Institut Transmedtech (iTMT)*.
- (3) **Michaud, B.**, & Begon, M. (2020, Août). biorbd — Un outil performant de simulation et modélisation du mouvement. *Institut National du Sport (INS)*.
- (4) **Michaud, B.**, & Begon, M. (2021, Avril). Biomécanique du violon — Analyse et simulation. *Les midis-INTER*.

### A.1.4. Ateliers

- (1) **Michaud, B.**, Bailly, F., Charbonneau, E., Ceglia, A., Sanchez, L., & Begon, M. (2021, Septembre). Bioptim — A Python framework for Musculoskeletal Optimal



Control in Biomechanics. *21<sup>st</sup> conference of the Canadian Society of Biomechanics (CSB)*.

- (2) **Michaud, B.**, Bailly, F., Charbonneau, E., Ceglia, A., Sanchez, L., & Begon, M. (2021, Septembre). Bioptim — A Python framework for Musculoskeletal Optimal Control in Biomechanics. *17<sup>th</sup> International Symposium on Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering (CMBBE)*.

## A.2. Communications non-scientifiques

### A.2.1. Entrevues

- (1) *Radiophonique* à l'émission *Bon pied, bonne heure!* (2018) animé par Isabelle Lévesque. Dans le cadre d'une entrevue sur l'obtention de la Bourse d'études supérieures du Canada Vanier. <https://ici.radio-canada.ca/ohdio/premiere/emissions/257/bon-pied-bonne-heure>
- (2) *Journal papier* pour le journal *Le Forum de l'Université de Montréal* « 18 caméras pour un coup d'archet » par Mathieu-Robert Sauvé (2017). Dans le cadre d'une entrevue sur mes travaux de doctorat. <https://nouvelles.umontreal.ca/article/2017/06/12/18-cameras-pour-un-coup-d-archet/>

### A.2.2. Matériel vidéo

- (1) Kinematics and EMG of the bow's arm of violinists (2021). *Youtube*. Support visuel à l'étude sur la variabilité cinématique au violon. <https://youtu.be/T-kwoHz1FEc>
- (2) Shoulder's intracortical pins experiment at Hvidovre Hospital, Copenhagen Denmark, May 2021 (2021). Support visuel à l'étude sur la cinématique par tiges intracorticales conduite au Danemark. <https://youtu.be/IDXYefh1GUI>

### A.2.3. Autres communications

- (1) **Michaud, B.** (2021, Mars). Sous le signe du chaos — Une vie qui me ressemble. *Conférence donnée dans le cadre du cours KIN1020 - Introduction à la kinésiologie*.
- (2) Animation de séances de travail en ligne sur une chaîne Twitch dédiée à la science de façon générale. (2020 à 2022) <https://www.twitch.tv/pariterre>

# Annexe B

---

## Formulaire de consentement

Le formulaire de consentement utilisé pour l'étude présenté au Chapitre 3 est intégralement reproduit dans cet annexe.

**FORMULAIRE D'INFORMATION ET DE CONSENTEMENT**

**Activité musculaire des violonistes et influence de l'archet**  
**Protocole de recherche**

---

**Lieu de la recherche :**

Laboratoire d'Ingénierie du Mouvement  
Université de Montréal – Campus de Laval  
1700 rue Jacques-Tétreault, local 5250  
Laval (Québec) H7N 0B6

**Chercheuse principale :**

Sonia Duprey, PhD  
Département de kinésiologie  
Université de Montréal  
2100, bd Édouard-Montpetit,  
Montréal (QC), H3T 1J4  
(514) 343-8049  
[sonia.duprey@umontreal.ca](mailto:sonia.duprey@umontreal.ca)

**Chercheur collaborateur :**

Mickaël Begon, PhD  
Département de kinésiologie  
Université de Montréal  
2100, bd Édouard-Montpetit,  
Montréal (QC), H3T 1J4  
(514) 343-8049  
[mickael.begon@umontreal.ca](mailto:mickael.begon@umontreal.ca)

**Professionnel de recherche :**

Benjamin Michaud, MSc  
Département de kinésiologie  
Université de Montréal  
2100, bd Édouard-Montpetit,  
Montréal (QC), H3T 1J4  
(514) 343-6111 #45172  
[Benjamin.michaud@umontreal.ca](mailto:Benjamin.michaud@umontreal.ca)

### **I- Renseignement généraux**

Nous vous invitons à participer à ce projet de recherche afin d'investiguer l'influence de l'archet sur les efforts musculaires du membre supérieur (épaule, bras, avant-bras et main) et la production sonore lors de la pratique instrumentale. En effet, à l'heure actuelle, il n'existe aucune étude permettant de savoir si l'archet est un facteur prépondérant dans la réduction de l'activité musculaire au niveau du bras tenant l'archet et si ce relâchement permettrait d'accéder à un son de qualité supérieure.

Ce formulaire de consentement vous explique le but de cette étude, les procédures, les avantages, les risques et les inconvénients, et fournit des renseignements sur les personnes avec qui communiquer au besoin.

Le présent formulaire peut contenir des mots que vous ne comprenez pas. Nous vous invitons à poser toutes les questions que vous jugerez utiles au chercheur et aux autres membres du personnel impliqués dans ce projet de recherche et à leur demander de vous expliquer tout mot ou renseignement qui n'est pas clair.

### **II- Description de l'étude**

L'influence de l'archet dans le jeu du violoniste n'a jamais été étudiée d'un point de vue biomécanique. A l'heure actuelle, les archetiers émettent l'hypothèse que le recrutement musculaire pourrait dépendre de l'archet : un archet de haute qualité permettrait un relâchement maximal et de ce fait, la production d'un son avec de meilleures caractéristiques musicales.

Dans le cadre de cette étude, des essais seront menés afin de vérifier cette hypothèse. Un archet en cours de fabrication sera utilisé et modifié par un archetier afin d'obtenir dix-huit (18) configurations différentes. Ces dix-huit (18) configurations d'archet seront testées par vingt (20) participants experts (violonistes professionnels ou pratiquant régulièrement depuis plus de 7 ans) lors du jeu d'une courte pièce musicale. Chaque participant sera équipé de repères cutanés réfléchissants et d'électrodes collés à la peau sur le thorax et le bras. Des électrodes intra-musculaires pourront également être utilisées de façon optionnelle. Cela permettra la mesure de la cinématique (mouvements) ainsi que la mesure de l'activité musculaire de l'épaule et du bras du participant.

La variabilité des grandeurs biomécaniques (angles articulaires, activité musculaire) sera évaluée en fonction des caractéristiques des dix-huit (18) configurations d'archets. Des enregistrements permettront ultérieurement à un panel d'experts d'évaluer la qualité musicale du son pour chaque essai.

Les résultats de cette étude pourront nous permettre de confirmer ou d'infirmer le fait que l'archet influe sur le relâchement musculaire et sur la qualité sonore du jeu des violonistes.

### **III- Conditions de participation**

Pour participer à l'étude, il est essentiel que vous répondiez aux critères suivants :

- ✓ Être âgé entre 18 et 60 ans.

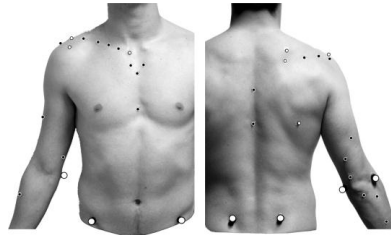
Vous ne pouvez pas participer à l'étude si :

- ✓ vous avez consommé de la drogue ou de l'alcool dans les huit (8) heures précédant l'étude;

- ✓ vous présentez un problème neuromusculaire ou cardiaque;
  - ✓ vous êtes incapable de fournir un effort d'intensité modérée ou n'avez pas une condition physique suffisante pour accomplir les tâches demandées.
- Nous vous demanderons de remplir un Questionnaire sur l'aptitude à l'activité physique (Q-AAP) afin de nous assurer que vous remplissez cette condition.

#### **IV- Nature et durée de la participation**

Dans un premier temps, vous serez équipé de repère cutanés réfléchissants collés à la peau par du ruban adhésif double face hypo allergène (minimisant les risques d'allergies). En tout, quarante-quatre (44) repères seront collés (Figure 1) : quatre (4) sur le bassin, six (6) sur le thorax, six (6) sur la clavicle, neuf (9) sur la scapula, sept (7) sur le bras, huit (8) sur l'avant-bras et quatre (4) sur la main. Cela nécessitera d'être torse-nu ou en brassière de sport pour les femmes.



**Figure 1 : Placement des repères cutanés**

Afin de mesurer l'activité des muscles, des électrodes de surface ou des aiguilles intra-musculaires si vous l'autorisez, seront placées sur votre épaule et votre bras droit. Dans un premier temps, des contractions musculaires maximales seront effectuées pour mesurer l'activité électrique maximale des muscles. Trois répétitions seront exécutées pour toutes les contractions pour une durée de six secondes.

Vous serez ensuite emmené dans le champ visuel du système optoélectronique, consistant en dix-neuf (19) caméras Vicon. Un essai statique sera acquis pour une période d'une (1) à cinq (5) secondes. De plus on vous demandera de réaliser des mouvements simples afin de déterminer les centres articulaires.

Enfin, on vous demandera de jouer un rondo 18 fois, avec à chaque fois une configuration différente d'archet. La durée du rondo sera d'environ 2 minutes (le tempo sera imposé et un métronome sera à disposition sur place). La durée totale de musique jouée sera donc d'environ 36 minutes.

Il vous sera demandé d'apporter votre instrument.

Des vidéos et photos pourront être prises, un enregistrement audio de vos performances sera réalisé.

Ces étapes sont résumées dans le tableau ci-dessous. La durée totale approximative est estimée à 4h.

Étape	Tâche à accomplir
-------	-------------------

Étape 1 : Placement des repères cutanés et des électrodes	Être torse nu ou en brassière de sport pour les femmes.
Étape 2 : Contraction maximale	Réaliser une tâche sollicitant le bras avec un effort maximal : pousser dans une direction donnée de toutes ses forces
Étape 3 : Définition du modèle anatomique	Maintenir une position anatomique pendant cinq (5) secondes
Étape 4 : Définition des centres de rotations fonctionnels	Séries de mouvements spécifiques aux articulations : 1) Tronc : Flexions latérales, rotations et circumduction 2) Coude : Flexions/Extensions 3) Radio-ulnaire : Pronations/Supinations 4) Poignet : Flexions/Extensions et Abductions
Étape 5 : Apprentissage de la pièce	Déchiffrer la pièce à jouer
Étape 6 : Acquisition des données	Jouer un rondo avec dix-huit (18) configurations d'archets différentes
Étape 7 : Retrait des repères et des électrodes	Aucune

#### **V- Risques et inconvénients**

Outre le temps que vous devrez allouer pour vous déplacer et effectuer l'évaluation, **il n'y a pas de risques majeurs à participer à cette étude.**

Les inconvénients associés à cette étude sont liés

- au fait de réaliser les essais torse nu ou en brassière de sport pour les femmes,
- à la durée de 4h des essais,
- à l'insertion des électrodes intramusculaires. Ces inconvénients sont similaires à ceux rencontrés pour une prise de sang, à savoir : hématome au point de ponction, légère douleur persistante, rougeur et risque de choc vagal.

#### **VI- Avantages et bénéfices**

Vous ne retirerez aucun bénéfice personnel de votre participation à cette étude. Toutefois, les résultats obtenus pourraient contribuer à l'avancement des connaissances dans le domaine de la biomécanique des gestes du violoniste. Ultiment, ces recherches permettent de mieux comprendre l'influence de l'archet et pourraient aider les archetiers à comprendre quels sont les éléments permettant de concevoir un archet permettant un relâchement musculaire maximal.

#### **VII- Compensation et indemnisation**

**Compensation :** Votre participation à cette étude pourrait occasionner des dépenses liées au déplacement. Elle requerra également de vous un investissement temporel **d'une durée approximative de 4 heures**. Une compensation forfaitaire de 100\$ sera versée pour votre participation, même si vous exercez votre droit de retrait.

**Indemnisation :** Si vous deviez subir un préjudice ou quelque lésion que ce soit dû à votre participation à ce projet, vous recevrez l'assistance immédiate requise par votre état de santé, sans frais de votre part.

En signant le présent formulaire d'information et de consentement, vous ne renoncez à aucun de vos droits ni ne libérez **le commanditaire** ou **l'Université de Montréal** de leur responsabilité civile et professionnelle, **en cas de préjudice.**

### **VIII- Participation volontaire et droit de retrait**

Vous êtes libre d'accepter ou de refuser de participer à ce projet de recherche. **Vous pouvez vous retirer de cette étude à n'importe quel moment**, sans avoir à donner de raison et sans conséquence pour vous. Vous n'avez qu'à en informer la personne-ressource de l'équipe de recherche et ce, par simple avis verbal.

Le chercheur responsable du projet de recherche peut aussi mettre fin à votre participation si vous ne respectez pas les consignes du projet de recherche ou si cela n'est plus dans votre intérêt. Par ailleurs, l'Université de Montréal peut également mettre fin au projet, notamment pour des raisons de sécurité ou de faisabilité.

### **IX- Confidentialité**

Durant votre participation à ce projet, le chercheur et son équipe recueilleront dans un dossier de recherche les renseignements vous concernant, nécessaires pour répondre aux objectifs scientifiques.

Tous les renseignements recueillis demeureront strictement confidentiels. Vous ne serez identifié que par un numéro de code auquel seule l'équipe de recherche aura accès. La clé du code, reliant votre nom à votre dossier de recherche, sera conservée par le chercheur responsable (Mickaël Begon).

Les données de recherche seront conservées au Laboratoire d'Ingénierie du Mouvement par le chercheur responsable (Mickaël Begon) pendant sept ans après la fin de l'étude et seront détruites par la suite.

Les données pourront être publiées dans des revues scientifiques, mais il ne sera pas possible de vous identifier. Enfin, les enregistrements audio, vidéo et les photographies prises lors de l'évaluation ne seront utilisés que lors de l'analyse des résultats afin de valider les données recueillies et seront immédiatement détruites par la suite. À aucun moment ces enregistrements ne seront utilisés à des fins de publication, d'illustration, de projection ou d'éducation. Tous les enregistrements audio, vidéos et photos prises durant l'expérimentation seront détruits par le chercheur responsable en même temps que toutes les données relatives à l'étude comme mentionné plus haut.

### **X- Communication des résultats**

Nous communiquerons avec vous par courriel pour vous transmettre de l'information sur l'avancement des travaux ou sur les résultats du projet de recherche. Une présentation orale des résultats du projet est prévue à la fin de l'étude pour laquelle votre participation sera la bienvenue. Celle-ci aura lieu au Laboratoire d'Ingénierie du Mouvement et vous serez informés à l'avance de la date et de l'heure de cette dernière. Si vous ne pouvez pas être présent, le support de la présentation pourra vous être envoyé par courriel si vous le souhaitez.

### **XI- Personnes ressources en cas de questions ou de difficultés**

Si vous avez des questions au sujet de cette étude, vous pouvez communiquer en tout temps (avant, pendant et après l'étude) avec une des personnes suivantes :

- Sonia Duprey, chercheuse principale, au Laboratoire d'Ingénierie du Mouvement, au (514) 343-6111 poste 84169 ou à l'adresse courriel [sonia.duprey@umontreal.ca](mailto:sonia.duprey@umontreal.ca)
- Benjamin Michaud, professionnel de recherche, au Laboratoire d'Ingénierie du Mouvement, au (514) 343-6111 poste 45172 ou à l'adresse courriel [benjamin.michaud@umontreal.ca](mailto:benjamin.michaud@umontreal.ca)

Merci de nous informer de tout problème, aux numéros ou adresses mail mentionnés ci-dessus, notamment en cas de blessure ou de douleur persistante. Si ces blessures sont persistantes, il est suggéré

de contacter la ligne Info-Santé (811) ou de vous présenter à l'urgence pour une consultation immédiate. En cas d'urgence, communiquez avec le 911.

Pour toute information d'ordre éthique concernant les conditions dans lesquelles se déroule votre participation à ce projet, vous pouvez contacter le conseiller en éthique du Comité d'éthique de la recherche en santé (CERES) par courriel: [ceres@umontreal.ca](mailto:ceres@umontreal.ca) ou par téléphone au (514) 343-6111 poste 2604.

Pour plus d'information sur vos droits comme participants, vous pouvez consulter le portail des participants de l'Université de Montréal à l'adresse suivante :

<http://recherche.umontreal.ca/participants>

Toute plainte relative à votre participation à cette recherche peut être faite à l'ombudsman de l'Université de Montréal, au numéro de téléphone (514) 343-2100 ou à l'adresse courriel [ombudsman@umontreal.ca](mailto:ombudsman@umontreal.ca). L'ombudsman accepte les appels à frais virés. Il s'exprime en français et en anglais et prend les appels entre 9h et 17h.



#### **XIV- Consentement**

##### **Engagement et signature du participant**

J'ai pris connaissance du formulaire d'information et de consentement. Je reconnais qu'on m'a expliqué le projet, qu'on a répondu à mes questions à ma satisfaction et qu'on m'a laissé le temps voulu pour prendre une décision. Je consens également à ce que des enregistrements audio photos et des vidéos soient pris durant l'expérimentation. Je consens à participer à ce projet de recherche aux conditions qui y sont énoncées. Une copie signée et datée du présent formulaire d'information et de consentement me sera remise.

\_\_\_\_\_  
Prénom et nom du participant  
(caractères d'imprimerie)

\_\_\_\_\_  
Signature du participant

Date : \_\_\_\_\_

L'usage des électrodes intra-musculaires est optionnel. Cochez ci-dessous la case qui correspond à votre choix.

Je consens à ce que trois fines électrodes intramusculaires soient insérées sous ma peau pour la durée de l'expérimentation afin que soit mesurée l'activité neuromusculaire de mes muscles profonds.

Oui       Non

##### **Engagement et signature du chercheur**

Je certifie qu'on a expliqué au participant les termes du présent formulaire d'information et de consentement, que l'on a répondu aux questions que le participant avait à cet égard et qu'on lui a clairement indiqué qu'il demeure libre de mettre un terme à sa participation, et ce, sans aucune conséquence négative.

Je m'engage avec l'équipe de recherche à respecter ce qui a été convenu au formulaire d'information et de consentement et à en remettre une copie signée au participant.

\_\_\_\_\_  
Prénom et nom du chercheur  
responsable du projet

\_\_\_\_\_  
Signature du responsable

Date : \_\_\_\_\_

##### **Signature de la personne qui a obtenu le consentement si différente du chercheur responsable du projet de recherche**

J'ai expliqué au participant les termes du présent formulaire d'information et de consentement et j'ai répondu aux questions qu'il m'a posées.

\_\_\_\_\_  
Prénom et nom du chercheur  
responsable du projet

\_\_\_\_\_  
Signature du responsable

Date : \_\_\_\_\_

# Annexe C

---

## Ezc3d — Instructions

Le fichier *ReadMe.md* de Ezc3d fait office de manuel d’instruction. Celui-ci étant très long, la table des matières est rapportée. La version du fichier d’où cette table des matières est issue est celle du *commit* `0d3198586ba84d6799e11a6b12742b5596a11c90`. Le fichier complet est disponible à l’adresse <https://github.com/pyomeca/ezc3d>.

### Table of contents

- How to install
  - Anaconda
  - Compiling
- How to use
  - The C++ API
  - MATLAB
  - Octave
  - Python
- How to contribute
- Supported generated C3D
- Documentation
- Support
- Cite

# Annexe D

---

## Biorbd — Instructions

Le fichier *ReadMe.md* de Biorbd fait office de manuel d'instruction. Celui-ci étant très long, la table des matières est rapportée. La version du fichier d'où cette table des matières est issue est celle du *commit* `5fc1fc7963e58e85f106d5d85e867d1229cb40f9`. Le fichier complet est disponible à l'adresse <https://github.com/pyomeca/biorbd>.

### Table of contents

- How to install
  - Anaconda (For Windows, Linux and Mac)
  - Compiling (For Windows, Linux and Mac)
- How to use
  - The C++ API
  - MATLAB
  - Python 3
- Model files
  - \*bioMod\* files
    - Header
    - Definition of the model
      - Segment
      - Marker
      - Imu
      - Contact
      - Loopconstraint
- How to contribute

- Graphical User Interface (GUI)
- Documentation
- Troubleshoots
  - Slow BIORBD
- Cite

# Annexe E

---

## Bioptim — Instructions

Le fichier *ReadMe.md* de Bioptim fait office de manuel d’instruction. Celui-ci étant très long, la table des matières est rapportée. La version du fichier d’où cette table des matières est issue est celle du *commit* `cefd4fd2389349137afe05a7d797d68d3b14e9b`. Le fichier complet est disponible à l’adresse <https://github.com/pyomeca/bioptim>.

### Table of Contents

- Testing bioptim
- How to install
  - From anaconda
  - From the sources
  - Installation complete
- A first practical example
  - The import
  - Building the ocp
  - Solving the ocp
  - Show the results
  - The full example files
- A more in depth look at the *bioptim* API
  - The OCP
  - The dynamics
  - The bounds
  - The initial conditions
  - The constraints

- The objective functions
- The parameters
- The phase transitions
- The results
  - Data manipulation
  - Data visualization
- The extra stuff and the Enum
  - The mappings
  - Node
  - OdeSolver
  - Solver
  - ControlType
  - PlotType
  - InterpolationType
  - Shooting
  - CostType
  - SolutionIntegrator
- Examples
  - Run examples
  - Getting started
  - Muscle driven OCP
  - Muscle driven with contact
  - Optimal time OCP
  - Symmetrical torque driven OCP
  - Torque driven OCP
  - Track
  - Moving estimation horizon
  - Acados
- Citing