

Université de Montréal

**Effet d'un dispositif d'assistance au mouvement sur la cinématique, l'activité musculaire et la performance musicale de violonistes experts**

*Par*

**Clara Ziane**

École de kinésiologie et des sciences de l'activité physique,

Faculté de médecine

Mémoire présenté en vue de l'obtention du grade de Maître ès sciences (M. Sc.)

en sciences de l'activité physique

Décembre, 2020

© Clara Ziane, 2020



Université de Montréal

École de kinésiologie et des sciences de l'activité physique, Faculté de médecine

---

*Ce mémoire intitulé*

**Effet d'un dispositif d'assistance au mouvement sur la cinématique, l'activité musculaire et la performance musicale de violonistes experts**

*Présenté par*

**Clara Ziane**

*A été évalué(e) par un jury composé des personnes suivantes*

**Jason Neva**

Président-rapporteur

**Fabien Dal Maso**

Directeur de recherche

**Mickaël Begon**

Codirecteur

**Mathieu Andrieux**

Membre du jury



## Résumé

Jusqu'à 93% des musiciens sont affectés par des troubles musculo-squelettiques liés à la pratique instrumentale, dont particulièrement les violonistes qui combinent les facteurs de risque principaux : une posture asymétrique et contraignante, le maintien d'une charge (le violon et le membre supérieur gauche) dans une position quasi-statique, la répétition de mouvements à haute vitesse et la pression des doigts (sur le manche de l'instrument), tous entraînant l'accumulation de fatigue musculaire. Il est crucial d'aménager leur environnement de travail afin de réduire l'accumulation de la fatigue. Les dispositifs d'assistance au mouvement sont utilisés dans le milieu industriel pour réduire les activations musculaires et potentiellement ralentir le développement de la fatigue musculaire. La modification de la dynamique de l'environnement des violonistes via l'application d'une force antigravitationnelle nécessaire au maintien du membre supérieur gauche et de l'instrument pourrait cependant perturber leurs mouvements et affecter leur performance musicale. L'objectif de ce projet de maîtrise est donc d'évaluer l'adaptation motrice à un dispositif d'assistance au mouvement en comparant **(O1)** la cinématique et **(O2)** l'électromyographie des membres supérieurs et du cou ainsi que **(O3)** la performance musicale avec et sans assistance.

Quinze violonistes issus d'orchestres professionnels et de programmes de cycles supérieurs en interprétation musicale ont été recrutés. Les participants ont été équipés de 61 marqueurs réfléchissants et de 11 capteurs électromyographiques pour enregistrer leurs mouvements et activations musculaires. Afin de quantifier l'adaptation motrice, les violonistes ont répété une séquence musicale de 13 secondes sans (contrôle), avec (adaptation), et sans (post-adaptation) assistance par un dispositif passif (Kinova O110, Boisbriand, QC, Canada) exerçant une force antigravitationnelle au niveau du coude gauche. Les conditions ont été répétées une semaine plus tard pour évaluer la réadaptation. Neuf à douze mois plus tard, les participants ont écouté des enregistrements audio de leur performance avec et sans assistance et ont évalué leur performance musicale en aveugle. Des modèles linéaires mixtes ont été utilisés afin de comparer la cinématique, l'électromyographie et la performance musicale des conditions avec et sans assistance.

L'augmentation de l'erreur angulaire de tous les degrés de liberté du membre supérieur gauche suggère que l'utilisation d'un dispositif d'assistance au mouvement a perturbé la

cinématique des violonistes. L'adaptation très sélective de la cinématique articulaire observée au cours de la condition d'adaptation était probablement due à l'absence d'erreur de prédiction de la performance musicale nécessaire pour guider l'adaptation motrice. En effet, la comparaison de la performance musicale avec et sans dispositif n'a montré aucune différence significative, indiquant que les violonistes experts peuvent maintenir un haut niveau de performance malgré la modification de leur patron moteur. En outre, la similarité des angles articulaires et des activations musculaires entre les conditions avec et sans dispositif est restée forte. Enfin, la réduction des activations du deltoïde médian et du trapèze supérieur gauches avec l'assistance est prometteuse quant à l'utilisation des dispositifs pour limiter l'accumulation de fatigue musculaire et réduire la prévalence des troubles musculo-squelettiques liés à la pratique du violon.

**Mots-clés :** Adaptation motrice, Contrôle moteur, Biomécanique, Electromyographie, Dispositifs d'assistance au mouvement, Santé du musicien.

# Abstract

Up to 93% of musicians are affected by playing-related musculoskeletal disorders, and particularly violinists who combine the major factors leading to these disorders: an asymmetrical and constrained posture, quasi-static weight (violin and left upper-limb) holding, quick repetitive movements, and finger pressure (onto the instrument's neck), all leading to muscle fatigue accumulation. It is crucial to adjust violinists' working environments to prevent muscle fatigue accumulation. Dynamic assistive support (DAS) is used in industrial settings to reduce muscle activations and thus potentially slow down fatigue development. Modifying violinists' environmental dynamics by introducing the anti-gravitational force needed to support their left upper-limbs and instruments may perturb their movements and impair musical performance. The objective of this Masters' project is thus to investigate motor adaptation to DAS by comparing upper-limb and neck (O1) kinematics, (O2) electromyography, and (O3) musical performance with and without DAS.

Fifteen violinists were recruited from professional orchestras and graduate programs in music performance. Participants were equipped with 61 reflective markers and 11 electromyography electrodes to record kinematics and muscle activity, respectively. To quantify motor adaptation, violinists played a looped 13-second excerpt without (control), with (adaptation), and without (washout) DAS provided by a passive device (Kinova O110, Boisbriand, QC, Canada) applying an anti-gravitational force at the left elbow. All conditions were repeated one week later to test for potential savings. Nine to twelve months later, participants listened to their own audio recordings playing with and without DAS and blindly assessed their performances. Linear mixed models were used to compare DAS and no-DAS conditions' kinematic, electromyography and musical performance data.

The increase in angular error for all left degrees of freedom suggests that DAS perturbed violinists' kinematics. The highly selective kinematic adaptation observed during the adaptation condition might have been due to the absence of auditory feedback prediction errors needed to drive motor adaptation. Indeed, musical performance with and without DAS showed no significant difference, indicating that expert violinists can maintain a high level of performance despite changes in motor output. Additionally, similarity of joint angles and muscle activities between

DAS and no-DAS conditions remained strong. Finally, reduced activations of left medial deltoid and superior trapezius in assisted conditions make DAS a promising tool to limit violinists' muscle fatigue accumulation and prevent playing-related musculoskeletal disorders.

**Keywords:** Motor adaptation, Motor control, Biomechanics, Electromyography, Mobility assistive device, Musicians' health.



# Table des matières

<b>RÉSUMÉ</b> .....	<b>V</b>
<b>ABSTRACT</b> .....	<b>VII</b>
<b>TABLE DES MATIÈRES</b> .....	<b>IX</b>
<b>LISTE DES TABLEAUX</b> .....	<b>XI</b>
<b>LISTE DES FIGURES</b> .....	<b>XIII</b>
<b>LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS</b> .....	<b>XV</b>
<b>REMERCIEMENTS</b> .....	<b>XIX</b>
<b>1 CHAPITRE 1 – INTRODUCTION</b> .....	<b>1</b>
<b>2 CHAPITRE 2 – REVUE DE LITTÉRATURE</b> .....	<b>5</b>
2.1 COMPLEXE DE L'ÉPAULE ET FACTEURS DE RISQUE.....	5
2.1.1 <i>Posture du violoniste</i> .....	6
2.1.2 <i>Anatomie de l'épaule</i> .....	7
2.1.2.1 Anatomie osseuse .....	7
2.1.2.2 Anatomie musculaire .....	9
2.1.3 <i>Enregistrement des paramètres biomécaniques de l'épaule</i> .....	12
2.1.3.1 Cinématique .....	12
2.1.3.2 Activité musculaire .....	14
2.2 DISPOSITIFS D'ASSISTANCE AU MOUVEMENT .....	18
2.2.1 <i>Dispositifs d'assistance au geste musical</i> .....	18
2.2.2 <i>Types de dispositifs d'assistance au mouvement dans le milieu industriel</i> .....	20
2.2.3 <i>Effets des dispositifs d'assistance au mouvement sur la fatigue, les activations musculaires, la cinématique et la performance</i> .....	22
2.2.3.1 Effets sur la fatigue.....	22
2.2.3.2 Effets sur les niveaux d'activations musculaires.....	23
2.2.3.3 Effets sur la cinématique .....	24
2.2.3.4 Effets sur la performance .....	25
2.3 ADAPTATION MOTRICE.....	26
2.3.1 <i>Modèle interne</i> .....	27
2.3.2 <i>Adaptation motrice via la mise à jour du modèle interne</i> .....	29
2.3.3 <i>Évaluer l'adaptation motrice</i> .....	32
2.4 OBJECTIFS SPÉCIFIQUES .....	33
<b>3 CHAPITRE 3 – ARTICLE</b> .....	<b>37</b>
3.1 INTRODUCTION .....	39
3.2 METHOD.....	41
3.2.1 <i>Participants</i> .....	41
3.2.2 <i>Instrumentation</i> .....	41
3.2.2.1 Kinematics .....	41
3.2.2.2 Electromyography .....	41
3.2.2.3 Audio .....	42
3.2.2.4 Dynamic Assistive Support (DAS) .....	42
3.2.3 <i>Experimental protocol</i> .....	43
3.2.3.1 Preliminary measurements .....	43
3.2.3.1.1 Static pose and functional movements .....	43

3.2.3.1.2	Maximal voluntary contractions (MVC) .....	43
3.2.3.2	Experimental conditions.....	44
3.2.4	<i>Data preprocessing</i> .....	45
3.2.4.1	Joint kinematics.....	45
3.2.4.2	Electromyography .....	45
3.2.5	<i>Data processing</i> .....	46
3.2.6	<i>Statistics</i> .....	46
3.3	RESULTS.....	47
3.3.1	<i>Joint kinematics</i> .....	47
3.3.1.1	Root mean square error .....	47
3.3.1.2	Cosine similarity .....	47
3.3.2	<i>Electromyography</i> .....	51
3.3.2.1	Mean activation levels.....	51
3.3.2.2	Cosine similarity .....	51
3.3.3	<i>Musical performance</i> .....	55
3.4	DISCUSSION.....	56
3.4.1	<i>Motor adaptation to dynamic assistive support</i> .....	56
3.4.2	<i>Reduced muscle activations with dynamic assistive support</i> .....	58
3.4.3	<i>Limitations</i> .....	59
3.4.4	<i>Conclusion</i> .....	59
<b>4</b>	<b>CHAPITRE 4 – DISCUSSION GÉNÉRALE ET PERSPECTIVES .....</b>	<b>61</b>
4.1	ADAPTATION MOTRICE.....	61
4.2	VARIABILITE MOTRICE .....	63
4.3	ACTIVITE MUSCULAIRE .....	64
4.4	POSITIONNEMENT DE L'ETUDE DANS LA LITTERATURE .....	65
4.4.1	<i>Forces</i> .....	65
4.4.2	<i>Limites</i> .....	67
4.5	PERSPECTIVES .....	69
4.5.1	<i>Fatigue musculaire et troubles musculo-squelettiques</i> .....	70
4.5.2	<i>Évaluer l'évolution de la fatigue musculaire</i> .....	70
4.5.2.1	Électromyographie .....	70
4.5.2.2	Perception de l'effort .....	71
4.5.3	<i>Directions futures</i> .....	72
<b>5</b>	<b>CHAPITRE 5 – CONCLUSION.....</b>	<b>75</b>
	<b>RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES .....</b>	<b>77</b>

## Liste des tableaux

<b>Table 1.</b>	Description of MVC tests.....	44
<b>Table 2.</b>	<i>p</i> -values of <i>EXP*Block</i> linear mixed model analyses of RMSE and cosine similarity of joint angles for all degrees of freedom. Significant <i>p</i> -values (Cohen's <i>d</i> ) are highlighted in grey ( $p < 0.05$ ). 48	
<b>Table 3.</b>	<i>p</i> -values of <i>EXP*Block</i> linear mixed model analyses of mean activations and cosine similarity of EMG activations for all muscles. Significant <i>p</i> -values (Cohen's <i>d</i> ) are highlighted in grey ( $p < 0.05$ ).....	52
<b>Table 4.</b>	<i>p</i> -values of <i>EXP*Block</i> linear mixed model analyses of self-attributed musical performance scores.....	55



## Liste des figures

<b>Figure 1.</b>	Vues <b>A.</b> antérieure et <b>B.</b> postérieure de la posture de base du violoniste. ....	7
<b>Figure 2.</b>	Vues <b>A.</b> latérale et <b>B.</b> antérieure de la posture du violoniste pour le jeu des notes aiguës, montrant une supination de l'avant-bras et une flexion du coude et du poignet accrues du côté gauche.	7
<b>Figure 3.</b>	Anatomie osseuse de l'épaule. ....	8
<b>Figure 4.</b>	Anatomie musculaire de l'épaule. Vues <b>A.</b> antérieure et <b>B.</b> postérieure des muscles superficiels. Vues <b>C.</b> antérieure et <b>D.</b> postérieure des muscles de la coiffe des rotateurs. ....	12
<b>Figure 5.</b>	Représentation segmentaire d'un participant jouant du violon sur le logiciel d'enregistrement et de traitement des données cinématiques (Nexus, VICON™, Oxford, UK). .	14
<b>Figure 6.</b>	Sommation des potentiels d'actions de quatre unités motrices (MU 1, MU 2, MU 3 et MU 4). .	15
<b>Figure 7.</b>	<b>A.</b> Électrodes de surface collées à la peau d'un participant, mesurant l'activité du sterno-cléido-mastoïdien et du trapèze supérieur. <b>B.</b> Insertion d'une électrode intramusculaire dans l'infra-épineux du participant.....	17
<b>Figure 8.</b>	<b>A.</b> Violon équipé d'une épaulière et d'une mentonnière. <b>B.</b> Posture du violoniste assisté par une épaulière redressant le violon sur l'épaule et une mentonnière redressant le menton sur l'instrument. ....	19
<b>Figure 9.</b>	Dispositifs <b>A.</b> non-anthropomorphique, <b>B.</b> quasi-anthropomorphique et <b>C.</b> anthropo-morphique pour les membres supérieurs. ....	21
<b>Figure 10.</b>	Représentation graphique du modèle interne. ....	28
<b>Figure 11.</b>	Tâche de pointage et résultats typiques d'une adaptation motrice à un champ de force. .	31
<b>Figure 12.</b>	<b>A.</b> Dispositif d'assistance au mouvement utilisé pour notre étude. <b>B.</b> Modélisation de la chaîne cinématique de l'utilisateur (rouge) et du dispositif (bleu). ....	34
<b>Figure 13.</b>	<b>A.</b> a) Anterior and b) posterior views of a participant equipped with reflective skin markers and EMG electrodes. c) Passive device used for DAS. <b>B.</b> Experimental conditions completed during EXP <sub>1</sub> and EXP <sub>2</sub> . ....	42

**Figure 14.** Group mean and participants’ individual joint angular RMSE of left (top) and right (bottom) upper-limb degrees of freedom for *Control*, *Early adaptation*, *Late adaptation* and *Washout* blocks for EXP<sub>1</sub> and EXP<sub>2</sub>. .....49

**Figure 15.** Group mean and participants’ individual values of cosine similarity of joint angles of left (top) and right (bottom) upper-limb degrees of freedom between *REF* and *Control*, *Early adaptation*, *Late adaptation* and *Washout* blocks for EXP<sub>1</sub> and EXP<sub>2</sub>. .....50

**Figure 16.** Group mean and participants’ individual values of EMG activation levels of left (top) and right (bottom) muscles for *Control*, *Early adaptation*, *Late adaptation* and *Washout* blocks for EXP<sub>1</sub> and EXP<sub>2</sub>. .....53

**Figure 17.** Group mean and participants’ individual values of cosine similarity of EMG activations of left (top) and right (bottom) muscles between *REF* and *Control*, *Early adaptation*, *Late adaptation* and *Washout* blocks for EXP<sub>1</sub> and EXP<sub>2</sub>. .....54

**Figure 18.** **A.** Group mean and participants’ individual self-assessed musical performance scores (/10) for tone, technique, musical expression, and global impression for *Control*, *Early adaptation*, *Late adaptation*, and *Washout* blocks for EXP<sub>1</sub> and EXP<sub>2</sub>. **B.** Count of participants’ answers to the question “Do you think that you were using the mobility assistive device for this recording?” for DAS and no-DAS conditions.....55

**Figure 19.** Représentation graphique de l’échelle CR10 de Borg. ....72

## Liste des sigles et abréviations

DAS : Support d'assistance dynamique (de l'anglais : *dynamic assistive support*)

DDL : Degré de liberté

EMG : Électromyographie

EXP<sub>1</sub> : Expérience 1

EXP<sub>2</sub> : Expérience 2

MVC : Contractions maximales volontaires (de l'anglais : *maximal voluntary contractions*)

PRMD : Troubles musculo-squelettiques liés à la pratique instrumentale (de l'anglais : *playing-related musculoskeletal disorders*)

RMS : Moyenne quadratique (de l'anglais : *root-mean-square*)

RMSE : Erreur quadratique moyenne (de l'anglais : *root-mean-square error*)

RPE : Évaluation de l'effort perçu (de l'anglais : *rating of perceived exertion*)





*À mon père.*



## Remerciements

J'aimerais tout d'abord remercier mes directeurs de recherche, Fabien et Mickaël. Fabien, il y a une infinité de choses pour lesquelles je pourrais te remercier mais avant tout pour toutes les discussions qui ont rendu ma maîtrise aussi scientifiquement enrichissante qu'agréable. J'apprécie particulièrement la pédagogie exceptionnelle dont tu fais preuve, contribuant autant à ma formation qu'à ma motivation. J'ai vraiment hâte de démarrer un projet de doctorat sous ta supervision. Je souhaite également remercier mon co-directeur, Mickaël, sans qui le S2M ne serait pas le laboratoire chaleureux et stimulant que je connais. Sans l'environnement que tu as façonné, je suis certaine que mon expérience n'aurait pas été la même.

Je souhaite remercier mes incroyables collègues (et amis) qui ont rendu ma maîtrise complète. Un merci très spécial à Anaïs, Yosra et Marion avec qui j'ai partagé certains des meilleurs moments de ma maîtrise. Merci à Maryam, pour toutes nos pauses muffins et pour m'avoir souvent dépannée lors de mes débuts sur Matlab. Merci à Étienne pour tous ses bons conseils et son oreille toujours attentive. Merci à Anne-Laure pour avoir été une amie formidable quand j'en ai eu le plus besoin. Merci à Benjamin pour son apport scientifique et les belles photos de mon mémoire. Merci également à Léa, Gauthier, Felipe, Ariane, Valentin, et tous les autres pâtisseries du S2M... Merci également aux stagiaires qui apportent toujours une petite vague de fraîcheur au laboratoire et dont certains ont contribué à l'avancement de ce projet de maîtrise : Chems, Valentin, Camille, Emma et Kilian.

Je remercie toute l'équipe DCP de l'Institut de neurosciences des systèmes qui m'a si chaleureusement accueillie lors de mon stage. Un merci très spécial à Daniele et Céline pour leur encadrement et pour m'avoir prouvé qu'être un chercheur d'envergure et un musicien passionné n'étaient pas mutuellement exclusifs.

Par-dessus tout, je souhaite remercier ma famille. Je remercie ma mère, Anne, une réelle encyclopédie sur pattes qui ne semble jamais se lasser de m'expliquer toutes les excentricités de la langue française ! Merci pour tes nombreuses relectures, toutes tes petites attentions qui ne passent pas inaperçues et surtout, pour ton soutien. Je remercie également ma sœur Amalia, mon Jiminy Cricket, qui ne cesse de me rappeler qu'il vaut mieux être efficace que perfectionniste ! Merci pour

ton soutien. Je ne pourrais pas souhaiter une meilleure grande sœur. Je remercie également Sipana pour ses précieux conseils de thésarde et surtout, pour m'avoir fait acheter un *bullet journal*, sans qui l'écriture de ce mémoire aurait été un peu plus chaotique. Finalement, je souhaite remercier mon père, Omar, pour m'avoir transmis sa détermination à en apprendre toujours un peu plus. Merci de n'avoir jamais douté de mes capacités et de m'avoir toujours poussée à en accomplir davantage. Je suis certaine que tu aurais été le lecteur le plus avide de ce mémoire mais également le plus exigeant...

Merci à tous les copains qui sont venus de loin pour me rendre visite à Montréal et qui m'ont offert de précieux moments de déconnexion : Audrey, Tamara, Kenya, Mei, Samuel, Olivia et Mo. Sans oublier Amélie qui a dû reporter son voyage cette année. Vous êtes top moutout !

Enfin, merci à la musique, une ennemie parfois cruelle mais avant tout une excellente thérapeute et source de bonheur. Sans elle, il y aurait certes beaucoup moins de blessures mais également beaucoup moins d'inspiration. Alors, comment pourrions-nous écrire de mémoire ?

# 1 Chapitre 1 – Introduction

Les troubles musculo-squelettiques représentent la maladie professionnelle la plus courante au Canada (Durand, Beaugard, Marchand, & Demers, 2018). Au Québec, 29 125 troubles musculo-squelettiques professionnels ont été acceptés par la Commission des normes, de l'équité, de la santé et de la sécurité du travail (CNESST) en 2017 (Busque, Boucher, Lebeau, & Bastien, 2020). Parmi les actifs canadiens, on compte 35 000 musiciens et chanteurs professionnels, représentant 0,19% des travailleurs (Hill, 2019), une population dont une majorité souffre de troubles musculo-squelettiques directement liés à la pratique instrumentale (Kok, Huisstede, Voorn, Schoones, & Nelissen, 2016; Zaza, 1998). Si ces troubles commencent à intéresser chercheurs et musiciens de manière intermittente à partir du début du XIX<sup>ème</sup> siècle, il faudra attendre les années 80 pour que cet intérêt prenne une envergure internationale (Zaza & Farewell, 1997). En 1997, le terme *playing-related musculoskeletal disorders* (PRMD) est finalement défini par Zaza and Farewell (1997) pour décrire « douleur, faiblesse, engourdissement, picotements, et autres symptômes interférant avec la capacité du musicien à jouer de son instrument à son niveau habituel », excluant les symptômes de type bénin et/ou non provoqués par la pratique instrumentale. Depuis, de nombreuses études se sont intéressées à la prévalence des PRMD (Fry, 1986; Kaufman-Cohen & Ratzon, 2011; Kochem & Silva, 2018; Kok et al., 2016; Rensing, Schemmann, & Zalpour, 2018; Zaza, 1998; Zaza & Farewell, 1997). Une revue systématique récente estime que les PRMD touchent 9 à 68% des musiciens en permanence, 41 à 93% des musiciens sur une période de 12 mois et 62 à 93% des musiciens au cours de leur vie (Kok et al., 2016). Cette prévalence est par ailleurs accrue chez les femmes (Kok et al., 2016; Ranelli, Straker, & Smith, 2011; Zaza & Farewell, 1997). On remarque des taux de prévalence parfois très disparates selon les études recensées (Kok et al., 2016). Ces différences sont attribuées à des méthodologies variables, voire mauvaises, comme le soulignent Kochem and Silva (2018) et Rensing et al. (2018). La proportion de musiciens affectée par les PRMD reste néanmoins alarmante et peut avoir des conséquences désastreuses sur leur qualité de vie.

Les conséquences des troubles musculo-squelettiques sont multiples pour les musiciens, les employeurs et la société (Simoneau, St-Vincent, & Chicoine, 2013). En effet, les troubles musculo-squelettiques entraînent des pertes de temps de travail et de salaire, des dépenses médicales

importantes, des coûts d'indemnisation ainsi que des périodes d'invalidité (Wilkins & Mackenzie, 2007). La précarité du milieu musical ne fait qu'aggraver ce constat puisque le revenu annuel médian des musiciens canadiens n'était que de 17 900 \$ en 2015 (Hill, 2019). Hormis quelques musiciens syndicalisés travaillant dans la sphère publique ou certains orchestres, la majorité exerce de manière libérale et ne bénéficie pas d'aides sociales (Hill, 2019; Zaza, 1998). En plus des douleurs physiques et émotionnelles que peuvent causer les PRMD, le musicien doit donc faire face à des dépenses financières élevées. La musique étant par ailleurs un milieu compétitif, il est difficile pour le musicien blessé d'arrêter sa pratique pour favoriser le rétablissement des structures musculo-squelettiques (Park, Guptill, & Sumsion, 2007). Afin d'amoinrir la prévalence et ainsi, les conséquences sanitaires et financières des PRMD, il est important de mieux comprendre leurs facteurs de risque.

Les PRMD peuvent affecter l'intégralité de l'appareil musculo-squelettique, tels que les muscles, les tendons, les articulations, les nerfs, et le système vasculaire (Fry, 1986; Mizrahi, 2020; Simoneau et al., 2013; Zaza, 1998). Les problèmes les plus fréquemment cités chez le musicien sont les inflammations, tels que les tendinites, ténosynovites et bursites, ainsi que les compressions nerveuses comme le syndrome du tunnel carpien (Kok et al., 2016; Zaza, 1998; Zaza & Farewell, 1997). Les structures les plus souvent affectées se situent au niveau des membres supérieurs, du dos, de la nuque et du visage (Kok et al., 2016; Zaza, 1998; Zaza & Farewell, 1997). Si les troubles musculo-squelettiques peuvent survenir de manière soudaine, ils évolueront généralement de manière progressive, suite à la surutilisation des structures et un temps de récupération insuffisant (Simoneau et al., 2013). Les augmentations soudaines du temps de pratique, le manque de pauses et les répétitions trop longues représentent des facteurs de risque des PRMD (Ackermann & Adams, 2004; Rensing et al., 2018) car ils entraînent l'accumulation de fatigue musculaire, reconnue comme un des facteurs de risque principaux des troubles musculo-squelettiques (Côté, 2014). Les PRMD n'épargnent aucun groupe instrumental mais touchent particulièrement les violonistes (Ackermann & Adams, 2004; Zaza & Farewell, 1997). En effet, ils combinent plusieurs facteurs induisant la fatigue musculaire : une posture asymétrique et contraignante, le maintien d'une charge (le violon et le membre supérieur gauche) dans une position quasi-statique, la répétition de mouvements à haute vitesse, et la pression des doigts (sur le manche de l'instrument) (Ackermann & Adams, 2004; Côté, 2014; Fry, 1986; Rensing et al., 2018; Simoneau et al., 2013). Ces facteurs de risque étant intrinsèques à la pratique de l'instrument, il est crucial de trouver des

moyens d'aménager leur environnement de travail afin de minimiser l'accumulation de la fatigue musculaire et possiblement le risque de blessure.

Une revue systématique publiée en 2020 (Chi, Halaki, & Ackermann, 2020) révèle que peu d'études scientifiques ont évalué l'effet d'interventions ergonomiques sur la modification de paramètres biomécaniques et musculaires responsables des PRMD. Parmi ces rares études, une majorité se consacre à l'utilisation d'épaulières, qui servent à élever le violon sur l'épaule du musicien et ainsi minimiser la flexion du cou nécessaire pour maintenir l'instrument en place (Kok, Schrijvers, Fiocco, van Royen, & Harlaar, 2019; Levy, Brandfonbrener, Lee, Press, & Levy, 1992; Okner, Kernozek, & Wade, 1997; Rabuffetti, Converti, Boccardi, & Ferrarin, 2007; Wong & Lei, 2016). Les autres études recensées dans la revue systématique de Chi et al. (2020) portent sur l'influence de l'anthropométrie sur les paramètres biomécaniques et les diagnostics de PRMD du violoniste. Les auteurs soulignent qu'à l'instar des études sur la prévalence des PRMD, les études sur les interventions ergonomiques au violon ont des méthodologies variables et la qualité des mesures d'électromyographie (EMG) est souvent contestable. Le nombre d'études réalisées sur les interventions ergonomiques pour les violonistes étant dérisoire compte tenu de la prévalence des PRMD chez cette population à haut risque, nous nous sommes tournés vers les aménagements des environnements de travail chez d'autres professionnels (p. ex. les manutentionnaires).

Des avancées technologiques récentes ont contribué au développement des dispositifs d'assistance au mouvement, dont les exosquelettes, pour faciliter certaines tâches professionnelles (Iranzo, Piedrabuena, Iordanov, Martinez-Iranzo, & Belda-Lois, 2020; Theurel, Desbrosses, Roux, & Savescu, 2018). Ces dispositifs sont principalement utilisés pour assister les membres supérieurs et le dos (Alabdulkarim, Kim, & Nussbaum, 2019; De Vries & De Looze, 2019; Iranzo et al., 2020; Kim et al., 2018; Theurel et al., 2018; Van Engelhoven et al., 2019; Xiloyannis, Chiaradia, Frisoli, & Masia, 2019), qui sont les régions les plus durement affectées par les troubles musculo-squelettiques dus au travail (Simoneau et al., 2013). Dans le cadre de ce mémoire, nous nous intéresserons cependant uniquement à l'assistance des membres supérieurs. En effet, les dispositifs d'assistance pour les membres supérieurs cherchent principalement à accompagner les mouvements d'élévation responsables des troubles musculo-squelettiques, qu'ils aient été conçus pour la manutention, la construction ou, dans notre cas, jouer du violon. En effet, plusieurs études ont montré que l'utilisation de tels dispositifs permettaient de réduire les activations musculaires

des muscles responsables de l'élévation du bras, tels que les deltoïdes et les trapèzes (Iranzo et al., 2020; Kim et al., 2018; Theurel et al., 2018; Van Engelhoven et al., 2019; Xiloyannis et al., 2019). Ces résultats sont prometteurs quant au ralentissement du développement de la fatigue musculaire et donc à la prévention des PRMD. En revanche, d'autres études ont montré que l'assistance impactait négativement la précision, notamment lors de tâches de perçage (Alabdulkarim et al., 2019; Kim et al., 2018). Kim et al. (2018) soulignent que les durées expérimentales étant très courtes, elles ne permettraient probablement pas à l'utilisateur de s'habituer au dispositif. Dans le cadre du violon, l'utilisation d'un dispositif d'assistance au mouvement pourrait donc réduire le risque de PRMD mais également affecter la cinématique des violonistes, ce qui aurait des effets potentiellement néfastes sur leur performance musicale. Avant d'évaluer l'effet d'un dispositif d'assistance au mouvement sur la fatigue musculaire de violonistes, il serait donc pertinent d'en évaluer les effets sur la performance motrice et musicale.

L'objectif général de ce projet de maîtrise est d'évaluer l'adaptation motrice et musicale de violonistes experts à un dispositif d'assistance au mouvement pendant le jeu. Afin de répondre à ces objectifs, ce mémoire comporte cinq chapitres. Ce premier chapitre d'introduction sera suivi par une revue de la littérature (**Chapitre 2**) sur le complexe de l'épaule, l'utilisation des dispositifs d'assistance au mouvement dans la sphère professionnelle et les adaptations motrices résultant de la modification de l'environnement. Des objectifs spécifiques découleront de cette revue. Nous décrirons ensuite notre projet de recherche sur l'adaptation de violonistes experts à un dispositif d'assistance au mouvement dans un troisième chapitre présenté sous la forme d'un article soumis. Ce chapitre inclura le protocole expérimental, les données collectées et les résultats obtenus dans le cadre du projet de recherche. Ce chapitre sera suivi par une discussion générale avec les perspectives qu'offre ce mémoire, tant pour la recherche scientifique que la scène musicale (**Chapitre 4**). Enfin, le cinquième et dernier chapitre de ce mémoire sera consacré à la conclusion.



## 2 Chapitre 2 – Revue de littérature

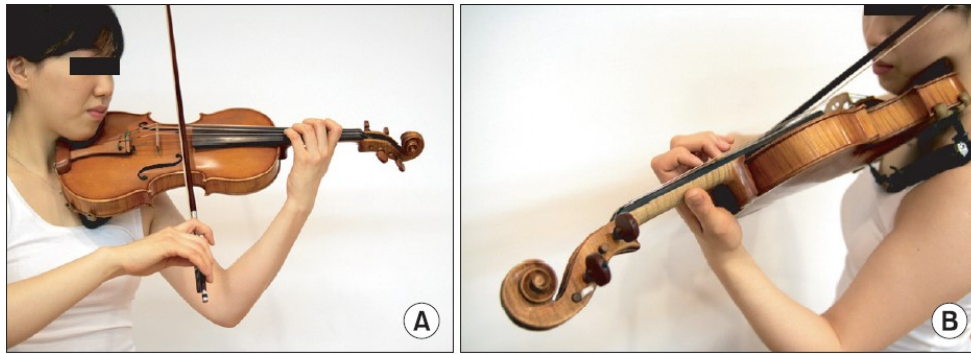
Cette revue de littérature se divise en quatre sections. Nous commencerons par décrire le complexe de l'épaule et son fonctionnement (section 2.1). Cette première section nous permettra de mieux comprendre les contraintes biomécaniques du violoniste pendant le jeu. L'épaule étant par ailleurs particulièrement touchée par les PRMD, une revue de son anatomie osseuse et musculaire nous permettra de mieux appréhender certains facteurs de risque. Comme ce projet s'intéresse à la faisabilité de jouer du violon avec un dispositif d'assistance au mouvement, nous décrirons ensuite les études ayant évalué l'effet de certains dispositifs ergonomiques chez le musicien, puis l'effet de dispositifs d'assistance au mouvement sur les activations musculaires, la fatigue, la cinématique et la performance chez les travailleurs (section 2.2). Ce deuxième chapitre se poursuivra avec une revue de la littérature sur les adaptations motrices (section 2.3) afin de mieux comprendre les processus permettant d'adapter sa commande motrice à un environnement dynamique modifié. Comme l'adaptation à un dispositif d'assistance au mouvement n'a, à notre connaissance, encore jamais été évaluée chez les musiciens, nous concentrerons cette revue de littérature sur les adaptations motrices aux champs de force. En effet, les champs de force et les dispositifs d'assistance au mouvement modifient tous deux la dynamique de l'environnement de l'utilisateur, généralement via une interface robotique. Enfin, nous conclurons ce chapitre avec les objectifs spécifiques du mémoire (section 2.4).

### 2.1 Complexe de l'épaule et facteurs de risque

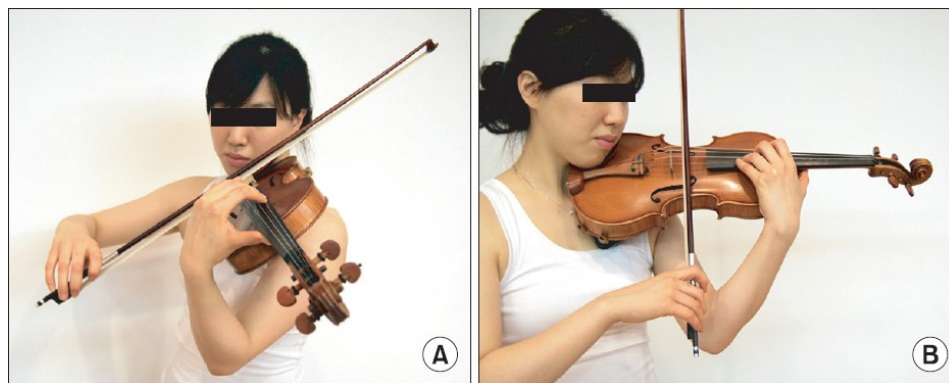
Dans cette section, nous commencerons par décrire la cinématique articulaire du violoniste ainsi que les facteurs de risque qu'elle engendre (section 2.1.1). Nous décrirons ensuite l'anatomie osseuse et musculaire de l'épaule (section 2.1.2). Ces connaissances sont nécessaires afin de mieux comprendre certains facteurs de risque des PRMD ainsi que les choix méthodologiques du projet de recherche présenté au **Chapitre 3**, notamment la cinématique et les muscles mesurés. Cette section sera donc suivie d'une description des méthodes de capture du mouvement humain et des techniques d'enregistrement de l'activité musculaire (section 2.1.3).

### 2.1.1 Posture du violoniste

La posture de base du violoniste est contraignante et nécessite de placer l'instrument entre l'épaule gauche et le menton (**Figure 1**). H. S. Lee et al. (2013) ont décrit de manière précise la posture du violoniste. Ainsi, le côté gauche du violoniste est responsable de maintenir le violon tout en réalisant des actions complexes le long du manche de l'instrument. Le côté gauche est également caractérisé par le bras en rotation externe, le coude fléchi, l'avant-bras en supination et le poignet en position neutre ou fléchi en fonction des notes à jouer. La main maintient le manche de l'instrument sans cependant l'agripper, de manière à pouvoir se déplacer confortablement sur sa longueur et sa largeur. Les doigts sont, quant à eux, chargés d'appliquer une pression à l'endroit précis du manche correspondant à la note à jouer. Les articulations de l'épaule, du coude, et du poignet sont en mouvement continu afin d'orienter la main et les doigts vers les notes à jouer. Le jeu des notes aiguës exacerbe d'ailleurs l'inconfort de la position avec une supination de l'avant-bras et une flexion du coude et du poignet accrues (H. S. Lee et al., 2013) (**Figure 2**). Le bras droit est quant à lui appelé le bras d'archet. En effet, le côté droit est responsable des actions de l'archet qui nécessitent la rotation interne du bras, la flexion du coude et la pronation de l'avant-bras. L'archet est quant à lui maintenu par le pincement du pouce, du majeur et de l'annulaire. La nuque, l'épaule et le membre supérieur gauches qui maintiennent le violon à hauteur adéquate malgré la gravité, sont particulièrement affectés par les PRMD (Ranelli et al., 2011). Ces derniers résultent notamment de la surutilisation des structures musculo-tendineuses qui permettent de garder le bras en élévation (Simoneau et al., 2013) (**Figure 1** et **Figure 2**). En outre, la répétition des actions complexes réalisées par la partie distale du membre supérieur gauche renforce les risques de blessure (Mizrahi, 2020; Rensing et al., 2018). Les mouvements des bras nécessaires au jeu du violon sont possibles grâce aux actions coordonnées des articulations et des muscles du complexe de l'épaule. Une bonne compréhension de l'anatomie osseuse et musculaire de l'épaule est donc indispensable pour investiguer les facteurs de risque des PRMD et la faisabilité des interventions ergonomiques visant à les prévenir.



**Figure 1.** Vues **A.** antérieure et **B.** postérieure de la posture de base du violoniste. De « Musicians' Medicine: Musculoskeletal Problems in String Players » par H. Lee et coll., 2013, Clinics in Orthopedic Surgery, 5(3), p. 157 (<https://doi.org/10.4055/cios.2013.5.3.155>). Licence CC.



**Figure 2.** Vues **A.** latérale et **B.** antérieure de la posture du violoniste pour le jeu des notes aigues, montrant une supination de l'avant-bras et une flexion du coude et du poignet accrues du côté gauche. De « Musicians' Medicine: Musculoskeletal Problems in String Players » par H. Lee et coll., 2013, Clinics in Orthopedic Surgery, 5(3), p.157 (<https://doi.org/10.4055/cios.2013.5.3.155>). Licence CC.

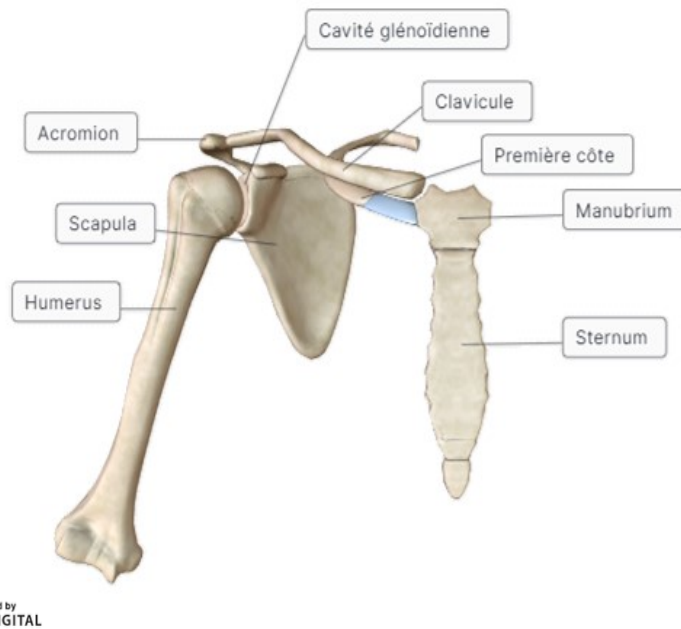
## 2.1.2 Anatomie de l'épaule

Les généralités sur l'anatomie de l'épaule reposent sur l'ouvrage de (McKinley, O'Loughlin, Pennefather-O'Brien, & Harris, 2015)

### 2.1.2.1 Anatomie osseuse

Les os de la clavicule, la scapula et l'humérus forment le complexe articulaire de l'épaule (**Figure 3**). Grâce à ses nombreuses articulations, l'épaule est dotée d'une grande mobilité qui lui permet de bouger de manière tridimensionnelle. Ainsi l'épaule est composée de trois articulations

synoviales : les articulations gléno-humérale, acromio-claviculaire et sterno-claviculaire. La stabilité de l'épaule est assurée par les nombreux ligaments qui relient les os entre eux. Les structures musculo-tendineuses renforcent cette stabilité et contribuent à la grande mobilité du complexe.



**Figure 3.** Anatomie osseuse de l'épaule. Figure créée avec le logiciel *Biodigital Human Studio* ([www.biodigital.com](http://www.biodigital.com)). Reproduit avec permission.

L'articulation gléno-humérale est une articulation sphéroïde formée par la cavité glénoïdienne de la scapula et la tête de l'humérus (**Figure 3**). Cette articulation est la plus mobile du corps humain. En effet, sa structure sphéroïdale permet une élévation du bras de  $120^\circ$  et une rotation axiale de  $135^\circ$  (Magermans, Chadwick, Veeger, & Van Der Helm, 2005). Cette grande mobilité rend cependant l'articulation gléno-humérale très instable. Ainsi, elle est l'articulation la plus souvent disloquée (Bjelland & Freundlich, 1975). Les nombreux ligaments de l'articulation ne lui offrent qu'une faible stabilité, toutefois renforcée par les structures musculo-tendineuses de la coiffe des rotateurs, soit le supra-épineux, l'infra-épineux, le sous-scapulaire, le petit rond, et leurs tendons qui encapsulent l'articulation (**Figure 4**). L'articulation gléno-humérale est donc partiellement responsable de la mobilité du complexe de l'épaule et ses ligaments ne lui offrent qu'une faible stabilité.

L'action conjointe des articulations acromio-claviculaire et sterno-claviculaire offre une grande amplitude de mouvement au bras, grâce aux glissements de la scapula sur le thorax (Veeger & Van Der Helm, 2007). En effet, l'articulation acromio-claviculaire est une articulation plane formée par l'acromion de la scapula et la clavicule (**Figure 3**). Les ligaments qui relient ces deux os rendent l'articulation très stable (Peat, 1986). Quant à l'articulation sterno-claviculaire, elle permet l'élévation-dépression et la rotation de la clavicule, changeant l'orientation de la scapula. C'est une articulation sellaire qui relie le manubrium du sternum à la clavicule (**Figure 3**). La clavicule est en outre reliée à la première côte par le ligament costo-claviculaire qui stabilise l'articulation et empêche la dislocation de l'épaule quand celle-ci est en élévation. D'autres ligaments renforcent la stabilité de l'articulation, la rendant particulièrement stable.

En somme, les articulations gléno-humérale, acromio-claviculaire et sterno-claviculaire peuvent effectuer des rotations distinctes qui offrent une grande mobilité au complexe de l'épaule. Les actions coordonnées de ces articulations sont nécessaires pour jouer du violon et leur cinématique devrait être mesurée séparément afin de connaître de manière précise si et comment les interventions ergonomiques chez les violonistes, souvent appliquées à l'épaule, modifient la cinématique de ce complexe articulaire. Finalement, la mobilité et la stabilité de l'épaule sont renforcées par les structures musculo-tendineuses des trois articulations.

### **2.1.2.2 Anatomie musculaire**

Des muscles mono-, bi-, et poly-articulaires proviennent de ou s'insèrent sur les os de l'épaule, offrant une grande amplitude de mouvement au membre supérieur (**Figure 4**). Ils génèrent des moments de force qui permettent les différents mouvements des articulations de l'épaule ainsi que de contrer les forces externes (Veeger & Van Der Helm, 2007). Ces muscles contribuent également à la stabilité du complexe. En fonction des articulations qu'ils actionnent, les muscles de l'épaule peuvent être répartis en trois catégories distinctes, soit les muscles scapulo-thoraciques, les muscles de l'articulation gléno-humérale et les muscles poly-articulaires.

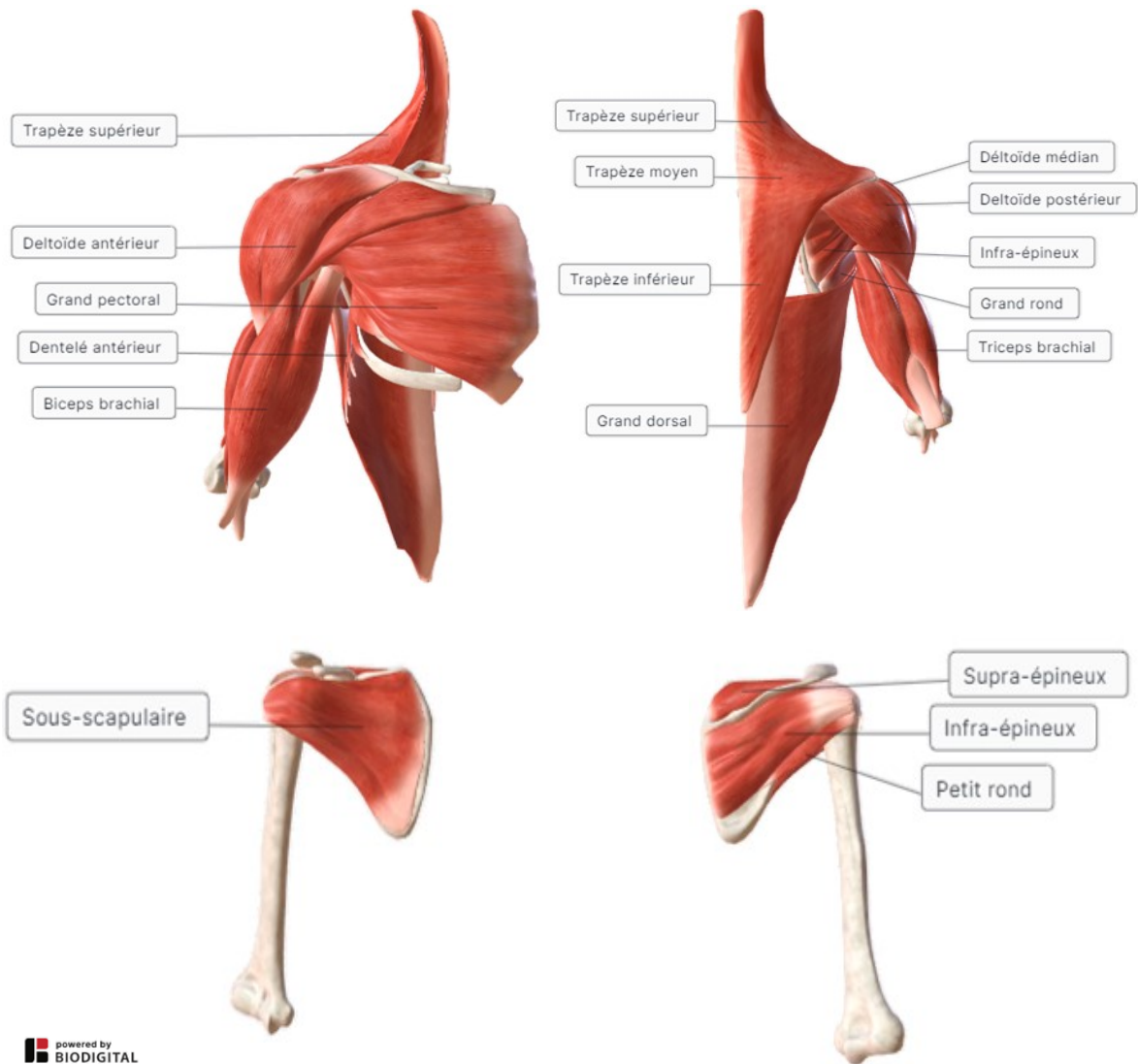
Les muscles scapulo-thoraciques sont les muscles qui relient la scapula à la colonne vertébrale et aux côtes (**Figure 4 A-B**). Il s'agit notamment des trapèzes et du dentelé antérieur. Ces muscles permettent de stabiliser et de faire glisser la scapula contre la paroi du thorax. Ainsi, le trapèze dirige la clavicule et la scapula vers le plan d'élévation et élève la clavicule pour permettre la rotation de la scapula (Van der Helm, 1994). Le trapèze est par ailleurs séparé en trois

chefs, en fonction de l'orientation de ses fibres. Ainsi, le trapèze supérieur élève et pivote la scapula vers le haut, le trapèze moyen la rétracte et le trapèze inférieur l'abaisse. Quant au dentelé antérieur, il est responsable de la rotation de la scapula vers le haut, ce qui permet de déplacer la cavité glénoïdienne vers le haut, comme lors de l'abduction du bras. Le dentelé antérieur est également le muscle principal de la protraction de la scapula et de sa stabilisation contre la face postérieure du thorax comme rappelé dans l'ouvrage de McKinley et al. (2015). Les muscles scapulo-thoraciques soutiennent les nombreux mouvements de la scapula lors du jeu du violon et assurent sa stabilité. L'activité du trapèze est souvent mesurée dans les études sur les interventions ergonomiques au violon (Chi et al., 2020). En effet, la posture contrainte du violoniste nécessite une activation constante des trois chefs du trapèze, pouvant entraîner des PRMD tels que le syndrome croisé supérieur qui résulte d'un déséquilibre musculaire (Mizrahi, 2020). Il est donc pertinent de mesurer l'activité du trapèze lors de l'évaluation d'interventions ergonomiques afin de s'assurer qu'elles ne favorisent pas un tel déséquilibre.

Les muscles de l'articulation gléno-humérale relie l'humérus à la scapula (**Figure 4**). Onze muscles encerclent cette articulation. Le plus gros de ces muscles est le deltoïde, divisé en trois chefs qui correspondent à des origines différentes sur la clavicule et la scapula mais dont les insertions convergent toutes au même endroit sur l'humérus. Les fibres antérieures du deltoïde sont responsables de la flexion et de la rotation interne de l'humérus, les fibres médianes de l'abduction et les fibres postérieures de l'extension et de la rotation externe. Quant aux muscles de la coiffe des rotateurs (**Figure 4 C-D**), ils compriment la tête humérale dans la cavité glénoïdienne, ce qui limite l'amplitude des translations et empêche la dislocation de l'articulation gléno-humérale (Lippitt & Matsen, 1993). Le sous-scapulaire est responsable de la rotation interne du bras, le supra-épineux de l'abduction, et l'infra-épineux et le petit rond de l'adduction et de la rotation externe. Les muscles de l'articulation gléno-humérale sont sollicités pour jouer du violon. À gauche, ils permettent l'élévation et la rotation externe de l'humérus nécessaires au maintien du violon. À droite, ils sont responsables de l'élévation et de la rotation interne nécessaires aux actions de l'archet. L'activité constante de ces muscles peut entraîner des PRMD. L'augmentation de l'activité du deltoïde peut réduire l'espace sous-acromial et comprimer la tête de l'humérus. Ce phénomène peut entraîner un frottement anormal des tendons des muscles de la coiffe des rotateurs, notamment du supra-épineux, avec l'acromion, appelé aussi conflit sous-acromial et touchant particulièrement les violonistes (Mizrahi, 2020).

Les muscles poly-articulaires sont les muscles qui agissent sur plus d'une articulation de l'épaule (**Figure 4 A-B**). On retrouve par exemple le grand pectoral et le grand dorsal, deux muscles puissants qui relient le thorax à l'humérus et sont responsables des mouvements de ce dernier. Le grand pectoral a deux chefs distincts. L'un a une origine sur la clavicule et l'autre sur le sternum et sur le cartilage des côtes 2 à 6. Le grand pectoral permet la flexion, l'adduction et de la rotation interne du bras. Quant au grand dorsal, il est responsable de l'extension, l'adduction et de la rotation interne du bras. Parmi les muscles poly-articulaires, on retrouve également le biceps brachial et le triceps brachial qui agissent sur l'articulation gléno-humérale et le coude. Le long chef du biceps brachial contribue à la flexion du bras et le long chef du triceps brachial à son extension et à son adduction. Au violon, le biceps gauche est par ailleurs sollicité pour la flexion et la supination de l'avant-bras. Le triceps brachial étant son antagoniste, il stabilise et contrôle le coude. A droite, le biceps brachial et le triceps brachial sont responsables de la flexion-extension du coude nécessaire aux mouvements de l'archet. Un mauvais fonctionnement des muscles poly-articulaires peut entraîner des PRMD (Mizrahi, 2020; Steinmetz, Seidel, & Muche, 2010). Une activité élevée du grand pectoral peut par exemple causer un déséquilibre musculaire, pouvant engendrer le syndrome croisé supérieur, notamment lorsque l'activité accrue du grand pectoral est concomitante à celle du trapèze(Janda, 2009), tel que mentionné plus haut.

En conclusion, les structures musculo-squelettiques du complexe de l'épaule contribuent à sa mobilité et à sa stabilité. Leurs fonctions sont essentielles à la gestuelle du violoniste mais leur surutilisation peut entraîner de nombreuses PRMD. La posture contraignante du violoniste nécessite l'activité constante de certains muscles de l'épaule, ce qui peut entraîner des déséquilibres musculaires et modifier sa cinématique articulaire. L'enregistrement de la cinématique articulaire et de l'activité musculaire du complexe de l'épaule peut cependant permettre d'évaluer l'efficacité et la faisabilité des interventions ergonomiques visant à pallier certaines contraintes biomécaniques du violoniste.



**Figure 4.** Anatomie musculaire de l'épaule. Vues **A.** antérieure et **B.** postérieure des muscles superficiels. Vues **C.** antérieure et **D.** postérieure des muscles de la coiffe des rotateurs. Figure créée avec le logiciel *Biodigital Human Studio* ([www.biodigital.com](http://www.biodigital.com)). Reproduit avec permission.

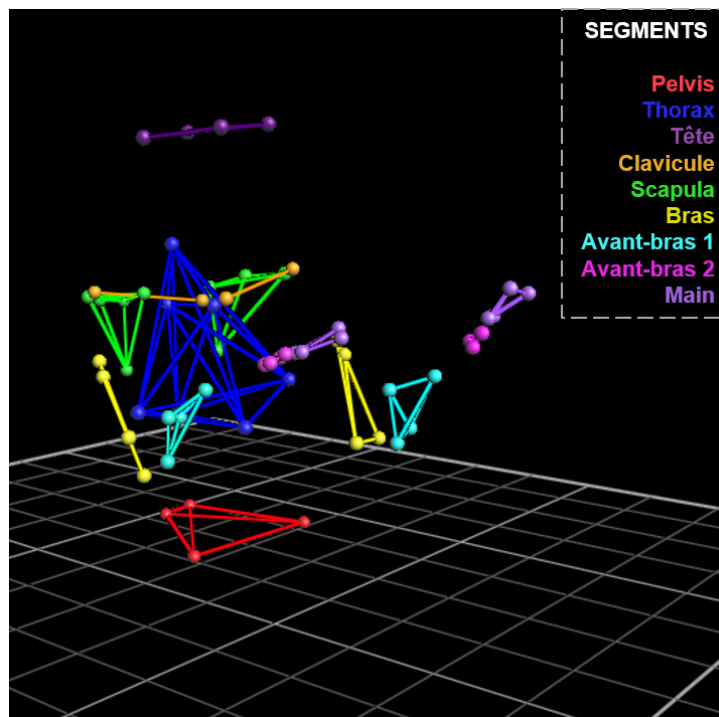
## 2.1.3 Enregistrement des paramètres biomécaniques de l'épaule

### 2.1.3.1 Cinématique

L'enregistrement des mouvements des différentes articulations de l'épaule et de la trajectoire du bras dans l'espace est un processus important afin de mieux comprendre les mécanismes de blessures et les potentiels changements cinématiques que causerait l'utilisation



d'un dispositif d'assistance au mouvement lors du jeu au violon. La complexité anatomique de cette articulation ainsi que sa grande mobilité rendent la capture des mouvements de l'épaule cependant difficile. Il est possible d'enregistrer la trajectoire de marqueurs cutanés réfléchissants à l'aide d'un système de caméras optoélectroniques. L'utilisation de marqueurs cutanés pour modéliser la cinématique des différents segments du corps implique nécessairement une erreur causée par les tissus mous (cutané, musculaire, adipeux, etc.) qui ne suivent pas exactement le mouvement des os sous-jacents (Leardini, Chiari, Della Croce, & Cappozzo, 2005). Cette méthode est néanmoins souvent utilisée car elle est non-invasive. Par ailleurs, les marqueurs passifs cutanés sont sans fil, ce qui permet de ne pas contraindre le mouvement du participant. Afin de pouvoir interpréter la trajectoire de marqueurs cutanés comme des mouvements articulaires, il est nécessaire de construire un modèle cinématique incluant toutes les articulations et segments d'intérêt. Ce modèle sera basé sur une chaîne cinématique qui suit les recommandations de la Société Internationale de Biomécaniques (Wu et al., 2005). Quelques modifications peuvent cependant être apportées afin de rendre le modèle plus performant. Ainsi, il est possible d'inclure une position de référence qui permet de faciliter l'interprétation des données cinématiques enregistrées (Jackson, Michaud, Tetreault, & Begon, 2012). Michaud, Jackson, Arndt, Lundberg, and Begon (2016) ont également émis des recommandations afin d'affiner la localisation des centres de rotations des trois articulations de l'épaule. Pour ce faire, les auteurs ont inséré des tiges intracorticales dans la clavicule, la scapula et l'humérus de trois participants afin d'améliorer les recommandations sur la localisation des centres de rotation de l'épaule, en comparant plusieurs méthodes. Les données cinématiques enregistrées via la méthode décrite permettent d'obtenir les rotations de chacun des degrés de liberté modélisés (**Figure 5**). Ces données peuvent ensuite être utilisées pour calculer des valeurs d'erreurs cinématiques et ainsi comparer un même mouvement dans des conditions environnementales différentes (Bouffard et al., 2018).



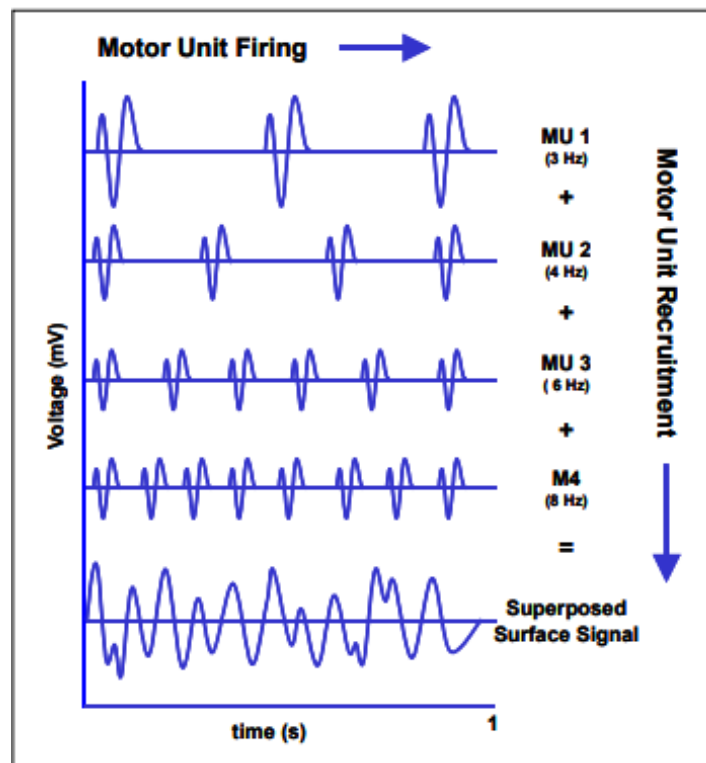
**Figure 5.** Représentation segmentaire d'un participant jouant du violon sur le logiciel d'enregistrement et de traitement des données cinématiques (Nexus, VICON™, Oxford, UK).

Chaque sphère de couleur représente un marqueur cutané différent. Ces sphères forment des segments différenciés par des couleurs différentes. Les avant-bras sont divisés en deux segments distincts (avant-bras 1 et avant-bras 2) afin d'avoir des axes de rotation différents pour la flexion-extension du coude et la pronation-supination de l'articulation radio-ulnaire.

### 2.1.3.2 Activité musculaire

Tout mouvement volontaire débute par une intention qui est transformée en une commande motrice par le système nerveux central. La commande motrice est envoyée aux fibres musculaires via les motoneurones qui relient le système nerveux aux muscles via la jonction neuromusculaire. Chaque motoneurone dispose de plusieurs terminaisons nerveuses innervant chacune une fibre musculaire. Le motoneurone et toutes les fibres musculaires innervées par celui-ci forment l'unité motrice. La libération d'un neurotransmetteur, l'acétylcholine, à la jonction neuromusculaire va provoquer la propagation d'un potentiel d'action le long de la membrane de la fibre musculaire. La sommation des potentiels d'actions des fibres musculaires appartenant à la même unité motrice constitue le potentiel d'action de l'unité motrice. La fréquence des potentiels d'action dépend de la fréquence de décharge des motoneurones alors que leur intensité est déterminée par un principe de

tout-ou-rien. Ainsi, soit la cellule musculaire n'est pas suffisamment stimulée par le motoneurone et demeure au repos, soit un potentiel d'action est généré et se propage le long de sa membrane. La force produite par un muscle dépend donc de la fréquence de décharge des motoneurones mais également du nombre et de la taille des unités motrices recrutées (Milner-Brown & Stein, 1975). Les informations spatio-temporelles concernant l'état du muscle sont contenues dans le signal EMG. Ce signal, mesuré à la surface de la peau, résulte de la sommation des potentiels d'action de plusieurs unités motrices (Basmajian, 1985) (**Figure 6**) et peut être enregistré à l'aide d'électrodes bipolaires.



**Figure 6.** Sommation des potentiels d'actions de quatre unités motrices (MU 1, MU 2, MU 3 et MU 4). Le signal superposé est le signal enregistré par les capteurs EMG. De « Physiological basis and concepts of electromyography, » par A. Luttmann, dans S. Kumar et A. Mital (édit.), *Electromyography in Ergonomics* (1<sup>ère</sup> éd., p. 75), 1996, Routledge (<https://doi.org/10.1201/9780203758670>). © 1996 par Taylor and Francis Group, LLC. Reproduit et modifié avec permission.

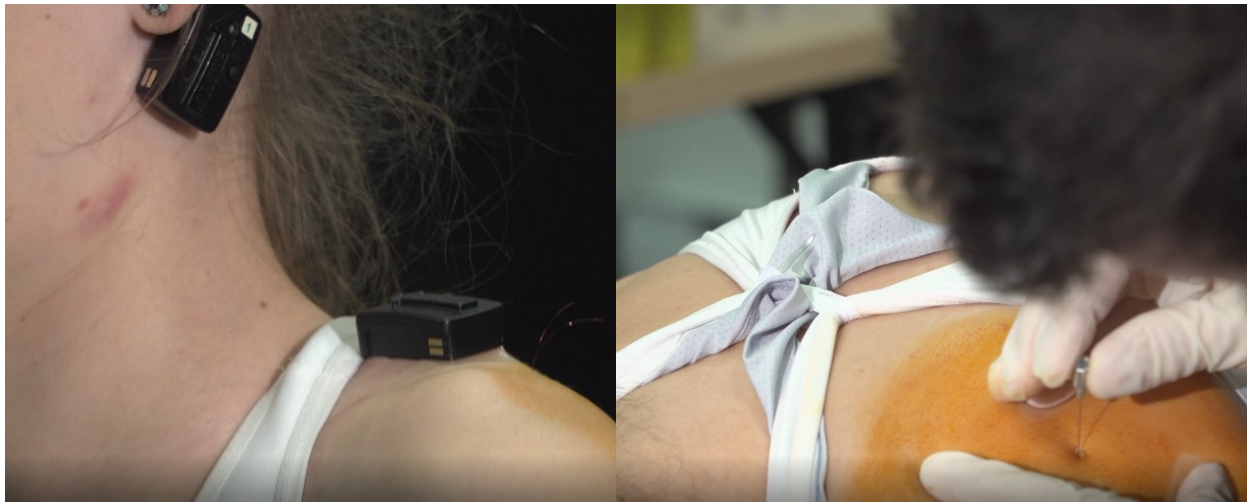
Parmi toutes les informations contenues dans le signal EMG, plusieurs variables peuvent être calculées afin de comparer les activations musculaires. Par exemple, l'amplitude du signal

EMG reflète le niveau d'activation du muscle. L'amplitude moyenne (au cours d'un cycle de jeu par exemple) peut être déterminée en faisant la moyenne quadratique (*Root-mean-square* en anglais, ou RMS) du signal. Plus la RMS est élevée, plus le muscle est activé. Ainsi, la RMS du signal peut être utilisée pour évaluer comment les niveaux d'activations musculaires évoluent au cours du temps ou diffèrent selon les conditions expérimentales. Dans le cadre de l'évaluation de dispositifs d'assistance au mouvement, la RMS avec et sans dispositif est souvent comparée. Comme la RMS reflète le niveau d'activation du muscle et que les dispositifs d'assistance au mouvement visent à réduire les activations musculaires nécessaires au mouvement, on s'attend à ce que la RMS diminue dans les conditions assistées.

La RMS peut ainsi être utilisée pour comparer les niveaux d'activations à partir de l'amplitude du signal. Il est également possible de comparer les patrons d'activations musculaires, en évaluant la similarité (ou corrélation) des patrons d'activations. Dans le cadre de ce projet de maîtrise, nous avons utilisé la similarité cosinus qui permet d'évaluer la similarité relative entre deux vecteurs non-nuls en calculant le cosinus de l'angle entre les deux signaux (Steele, Munger, Peters, Shuman, & Schwartz, 2019). La valeur de la similarité est obtenue en faisant le produit scalaire des deux vecteurs, normalisé par le produit de leur norme (Oliveira, Gizzi, Ketabi, Farina, & Kersting, 2016; Steele et al., 2019). Comme le signal EMG à partir duquel on calcule la similarité cosinus est redressé, les valeurs de similarité sont toujours positives et comprises entre 0 et 1, indiquant respectivement une similarité nulle et parfaite entre les deux vecteurs étudiés. La mesure de similarité cosinus est donc complémentaire à celle de la RMS. Dans le cadre de la comparaison de conditions expérimentales assistées et non-assistées, la RMS nous indiquera si les muscles s'activent plus ou moins alors que la valeur de la similarité cosinus nous indiquera si les patrons d'activation musculaires restent semblables entre les conditions expérimentales étudiées, que les muscles soient plus ou moins actifs. Avant de calculer ces variables cependant, il faudra enregistrer et traiter le signal EMG, ce qui nécessite de prendre en compte quelques facteurs pouvant affecter la qualité du signal.

Comme nous l'avons mentionné, l'enregistrement d'un signal EMG reflète la sommation des potentiels d'actions des unités motrices captés par des électrodes bipolaires. Il existe aujourd'hui des électrodes sans fil qui facilitent l'enregistrement des mouvements dynamiques en offrant des conditions expérimentales plus écologiques et en réduisant le bruit du signal. De

nombreuses recommandations ont par ailleurs été émises afin d'enregistrer des données de qualité (p. ex. concernant le placement des électrodes, le traitement du signal, etc.) (Hermens, Freriks, Disselhorst-Klug, & Rau, 2000; Kadaba et al., 1992; Morris, Kemp, Lees, & Frostick, 1998). Certaines limites méthodologiques nécessitent cependant d'être mentionnées. À l'instar des marqueurs réfléchissants utilisés pour la capture du mouvement, les électrodes de surface sont placées sur la peau (**Figure 7 A.**), qui ne suit pas exactement les mouvements du muscle sous-jacent. Il est donc possible que les unités motrices mesurées au cours d'un mouvement ne soient pas toujours les mêmes au cours des phases du mouvement. L'épaisseur des tissus mous (cutanés, adipeux, etc.) du participant peut également ralentir la diffusion du signal vers les électrodes, affectant la qualité du signal (Staudenmann, Roeleveld, Stegeman, & Van Dieën, 2010). Afin de pallier ces contraintes, des électrodes intramusculaires peuvent être insérées dans le ventre du muscle (**Figure 7 B.**). Ces électrodes permettent d'enregistrer les potentiels d'action des unités motrices de manière locale dès leur émission. L'utilisation d'électrodes intramusculaires étant cependant plus invasive que celle d'électrodes de surface, on la réserve pour l'enregistrement de l'activité de muscles profonds dont l'activité ne peut être captée par les électrodes de surface, telle que celle des muscles de la coiffe des rotateurs.



**Figure 7.** **A.** Électrodes de surface collées à la peau d'un participant, mesurant l'activité du sterno-cléido-mastoïdien et du trapèze supérieur. **B.** Insertion d'une électrode intramusculaire dans l'infra-épineux du participant.

## 2.2 Dispositifs d'assistance au mouvement

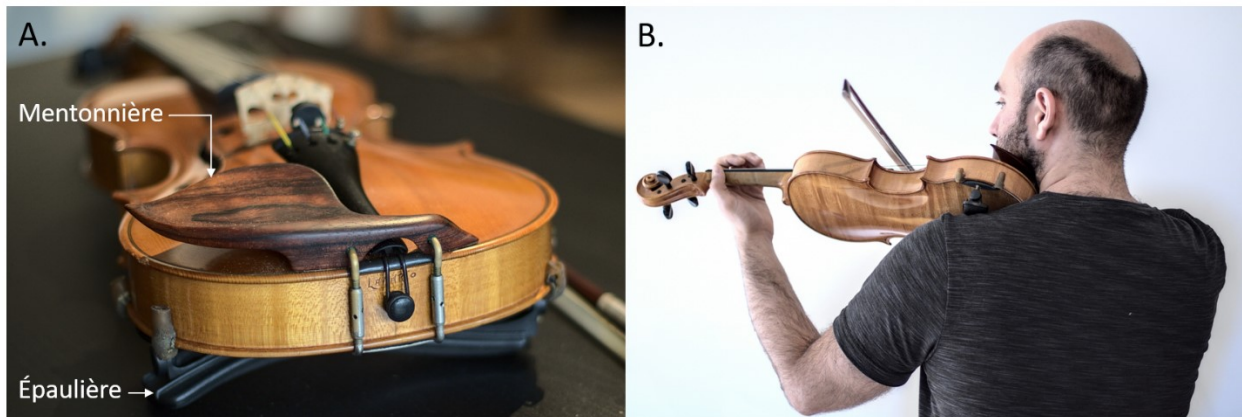
Les dispositifs d'assistance au mouvement permettent d'assister des tâches motrices variées et effectuées par différentes parties du corps. Nous commencerons cette section de notre revue de littérature par décrire quelques dispositifs utilisés pour assister le geste musical (section 2.2.1). Tel que mentionné en Introduction, il existe peu d'interventions ergonomiques pour assister le violoniste dont l'élévation constante du bras gauche est un facteur de risque des PRMD. Pour cette raison, nous focaliserons la suite de notre revue de littérature sur les dispositifs d'assistance au mouvement utilisés pour faciliter les tâches industrielles nécessitant une élévation du bras (p. ex. perçage, soulevé de caisses, etc.). Nous commencerons par décrire les différents types d'assistances utilisés pour faciliter ces tâches (section 2.2.2). Nous détaillerons ensuite les effets des dispositifs d'assistance au mouvement sur les activations musculaires, la fatigue, la cinématique et la performance (section 2.2.3).

### 2.2.1 Dispositifs d'assistance au geste musical

L'utilisation de dispositifs d'assistance au mouvement chez le musicien pourrait sembler insolite. Pourtant, les contraintes biomécaniques imposées par la pratique instrumentale ont entraîné la conception de dispositifs divers afin de minimiser la charge physique, tout en maximisant la performance (Kenny & Ackermann, 2009). Parmi les dispositifs déjà implantés dans la sphère musicale, on retrouve les repose-mains utilisés par les trombonistes pour leur permettre d'atteindre certaines notes plus facilement, les baguettes de batterie en polymère pour limiter les vibrations, les harnais permettant de supporter le poids de divers instruments et bien sûr, les épaulières et mentonnières utilisées par les violonistes.

Nous avons mentionné en Introduction que peu d'études avaient évalué l'effet d'interventions ergonomiques sur la biomécanique des violonistes. Les mentonnières et les épaulières (**Figure 8**), qui rehaussent l'instrument afin de réduire la tension musculaire de l'épaule et du cou et d'améliorer le contrôle de l'instrument (Levy et al., 1992), sont pourtant largement utilisées. Ainsi, il a été rapporté dans la littérature que l'utilisation d'une mentonnière ou épaulière et leur ajustement dépendaient essentiellement de mesures subjectives (confort, aprioris, etc.) (Rabuffetti et al., 2007). À notre connaissance, seules cinq études ont évalué comment ces dispositifs affectaient les paramètres biomécaniques des violonistes (Kok et al., 2019; Levy et al., 1992; Okner et al., 1997; Rabuffetti et al., 2007; Wong & Lei, 2016). Kok et al. (2019) ont évalué

les effets de quatre hauteurs d'épaulières différentes sur la force de fixation, les activations musculaires et le confort perçu. L'augmentation de la hauteur d'épaulière était associée à une plus grande force de fixation du violon, une augmentation de l'activation du deltoïde antérieur gauche ainsi qu'à moins de confort. Levy et al. (1992) ont également montré que l'utilisation d'une épaulière augmentait l'activité du deltoïde antérieur gauche, diminuant cependant l'activité du trapèze et du sterno-cléido-mastoïdien gauches. Ces résultats diffèrent de ceux de Rabuffetti et al. (2007) qui ont observé une augmentation de l'activité du sterno-cléido-mastoïdien avec l'épaulière. L'étude de Rabuffetti et al. (2007) est la seule à notre connaissance à avoir utilisé un système optoélectronique pour comparer la cinématique du côté gauche du violoniste dans deux conditions de hauteurs d'épaulière différentes et une condition sans épaulière. Une hauteur plus élevée d'épaulière était associée à une diminution de la rotation de la tête et du bras, de l'élévation de la scapula et à une augmentation de la flexion de l'épaule et de la pronation radio-ulnaire. Ainsi, une hauteur d'épaulière élevée modifie la cinématique du musicien ainsi que ses activations musculaires. Les auteurs ont cependant observé que la qualité du son des participants, évaluée de manière qualitative, n'était pas affectée par les différentes conditions d'épaulières (Rabuffetti et al., 2007).



**Figure 8.** A. Violon équipé d'une épaulière et d'une mentonnière. B. Posture du violoniste assisté par une épaulière redressant le violon sur l'épaule et une mentonnière redressant le menton sur l'instrument.

En conclusion, plusieurs études ont déjà évalué l'effet de différentes hauteurs d'épaulières sur les paramètres biomécaniques des violonistes. Elles montrent que différentes hauteurs changent la cinématique du membre supérieur gauche, la force de fixation du menton sur le violon, les

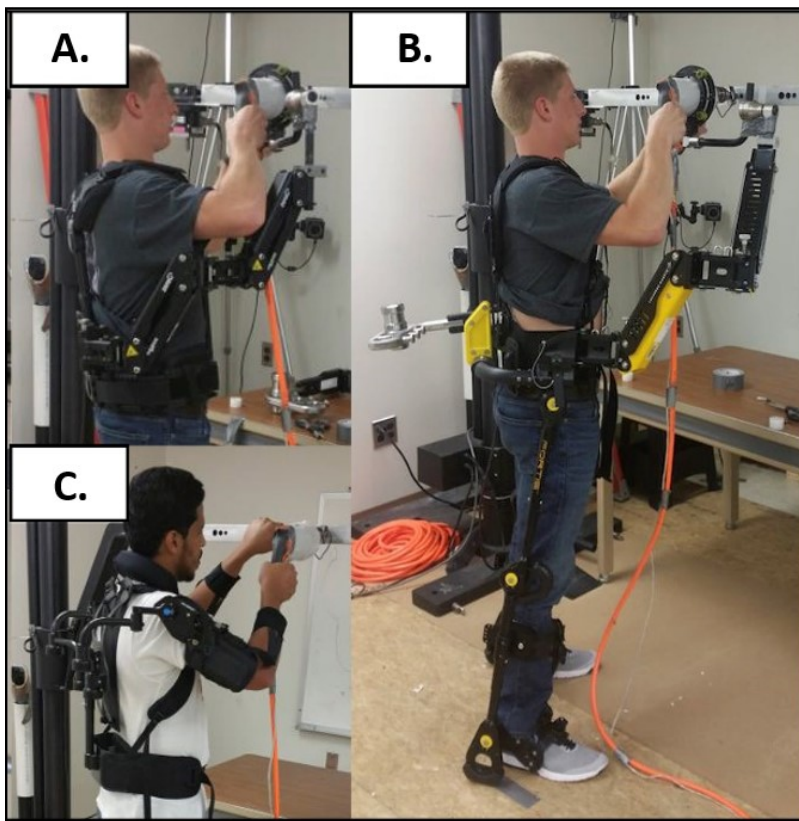
activations musculaires et le confort perçu (Kok et al., 2019; Levy et al., 1992; Okner et al., 1997; Rabuffetti et al., 2007; Wong & Lei, 2016). Les différentes méthodologies et variables utilisées ne permettent cependant pas de comparer les résultats obtenus (Chi et al., 2020). Il est possible que la nature passive et statique de l'épaulière, ne soit pas adaptée à toutes les pièces de musique et/ou techniques de jeu. Kok et al. (2019) soulignent d'ailleurs que trouver une configuration adéquate d'épaulière peut être un processus extrêmement chronophage, voire sans fin, pour le violoniste. Il existe néanmoins aujourd'hui des dispositifs dynamiques qui permettent d'accompagner les mouvements des utilisateurs. Aucune étude ne semble avoir évalué leurs effets dans le milieu musical mais leur utilisation est en pleine effervescence dans le milieu industriel, vers lequel nous nous tournons pour la suite de cette revue de littérature.

## **2.2.2 Types de dispositifs d'assistance au mouvement dans le milieu industriel**

Dans la dernière décennie, une multitude de dispositifs d'assistance au mouvement qui permettent d'assister l'élévation du bras ont été développés. On distingue trois grandes familles de dispositifs : les dispositifs dits « anthropomorphiques », « quasi-anthropomorphiques » et « non-anthropomorphiques » (**Figure 9**) (H. Lee, Kim, Han, & Han, 2012). Les dispositifs anthropomorphiques sont conçus de manière à ce que les axes de rotation du dispositif soient alignés aux axes de rotation des articulations de l'utilisateur. Le dispositif suit donc les mouvements de l'utilisateur. Les articulations des dispositifs non-anthropomorphiques ne sont quant à elles pas alignées avec celles de son utilisateur. N'étant pas contraints par les articulations du corps humain, les dispositifs non-anthropomorphiques offrent plus de possibilités quant à leurs fonctionnalités (H. Lee et al., 2012). Finalement, les dispositifs quasi-anthropomorphiques sont une combinaison des deux autres : leurs articulations sont fonctionnellement similaires à celles de l'utilisateur sans pour autant y être alignées. Par ailleurs, certains dispositifs disposent d'un ou deux membres mécaniques qui peuvent soutenir les outils utilisés par le travailleur (p. ex. perceuses, boîtes) (Alabdulkarim et al., 2019; Theurel et al., 2018). Pour ces trois grandes familles de dispositifs, on distingue le type d'assistance qui est soit active ou passive. Ainsi, l'assistance active est motorisée et donc généralement plus coûteuse, complexe et lourde et nécessite d'être rechargée, alors que son homologue passif opère essentiellement grâce à des ressorts (De Vries & De Looze, 2019; Hall & Crouch, 2020; Nelson, Hall, Saul, & Crouch, 2020; Theurel et al., 2018). L'assistance passive est donc plus abordable et plus facile à entretenir. La force antigravitationnelle des dispositifs passifs est par ailleurs généralement exercée en continu sur l'utilisateur (Hall & Crouch,



2020). Plusieurs auteurs ont étudié les effets de ces deux types de technologie portable sur la cinématique, les activations musculaires, la fatigue et la précision (Alabdulkarim et al., 2019; De Vries & De Looze, 2019; Iranzo et al., 2020; Kim et al., 2018; Van Engelhoven et al., 2019; Xiloyannis et al., 2019). Selon les types de dispositif et d'assistance utilisés, les effets peuvent varier et méritent ainsi d'être revus avant de choisir le dispositif adéquat pour assister les professionnels ciblés. On note cependant que nous n'en sommes qu'aux prémices de l'évaluation des dispositifs d'assistance sur les différents paramètres mentionnés puisque la majorité des études présentées dans ce mémoire ont été publiées dans les deux dernières années.



**Figure 9.** Dispositifs **A.** non-anthropomorphe, **B.** quasi-anthropomorphe et **C.** anthropomorphe pour les membres supérieurs. De « Effects of exoskeleton design and precision requirements on physical demands and quality in a simulated overhead drilling task, » par S. Alabdulkarim, S. Kim et M. Nussbaum, 2019, *Applied Ergonomics*, 80, p. 136 (<https://doi.org/10.1016/j.apergo.2019.05.014>). © 2019 Elsevier. Reproduit et modifié avec permission.

## 2.2.3 Effets des dispositifs d'assistance au mouvement sur la fatigue, les activations musculaires, la cinématique et la performance

### 2.2.3.1 Effets sur la fatigue

L'utilisation des dispositifs d'assistance au mouvement vise le ralentissement du développement de la fatigue musculaire, principal facteur de risque des PRMD et autres troubles musculo-squelettiques. Plusieurs études ont associé l'augmentation de l'amplitude du signal EMG à l'accumulation de fatigue musculaire (Iranzo et al., 2020). Cependant, aucune conclusion sur la fatigue ne devrait être tirée à partir des niveaux d'activation seulement car les variations d'amplitudes du signal EMG dépendent du protocole utilisé pour induire la fatigue (Dideriksen, Farina, & Enoka, 2010). Seule une étude évaluant un *exosuit* (un exosquelette fabriqué à partir de matériaux non-rigides) actif s'est intéressée à la fréquence médiane du signal EMG, un marqueur de la fatigue musculaire, afin d'en déterminer l'évolution (Xiloyannis et al., 2019). Cette étude a montré un ralentissement du développement de la fatigue musculaire du biceps brachial lors du maintien d'une charge avec le coude fléchi à 90° (Xiloyannis et al., 2019). Il reste à déterminer l'effet d'un dispositif d'assistance au mouvement sur le développement de la fatigue musculaire lors de tâches dynamiques nécessitant une élévation du bras.

D'autres études (Alabdulkarim et al., 2019; Kim et al., 2018; Theurel et al., 2018; Van Engelhoven et al., 2019) ont utilisé l'échelle de Borg pour mesurer l'effort perçu (*rating of perceived exertion* en anglais, ou RPE). Cette mesure reflète l'augmentation linéaire de la consommation d'oxygène et de la fréquence cardiaque lors de l'augmentation de la charge de travail (p. ex. lors d'un exercice sur ergomètre) (Borg, 1982). Si cette variable ne mesure pas non plus la fatigue directement, elle est exacerbée en présence de fatigue (De Morree, Klein, & Marcora, 2012). Cependant, les résultats varient d'une étude et d'une tâche à l'autre. Par exemple, Theurel et al. (2018) n'ont pas trouvé de différences de RPE avec et sans exosquelette pour les tâches d'élévation du bras mais ils montrent une diminution de l'effort perçu quand les participants marchent avec une charge. D'autres études ont montré une réduction du RPE pour le dos, les épaules et le membre supérieur lorsque les participants travaillent avec les bras en élévation au-dessus de la tête (Alabdulkarim et al., 2019; Van Engelhoven et al., 2019). À l'inverse, certains dispositifs augmentent la perception de l'effort perçu (Alabdulkarim et al., 2019), ce qui semble contre-productif. En effet, les dispositifs passifs transmettent la charge qu'ils soutiennent

directement à leur point d'attache. Ainsi, les exosquelettes qui s'attachent directement au corps de l'utilisateur peuvent affecter l'effort perçu dans la région d'attache (Alabdulkarim et al., 2019). Dans le cadre de ce projet de maîtrise, nous avons donc préféré un dispositif qui se place dans l'environnement du musicien.

En conclusion, les études antérieures ne permettent pas d'anticiper avec certitude l'effet des dispositifs d'assistance au mouvement sur la fatigue musculaire des violonistes bien que les résultats obtenus semblent prometteurs pour atteindre cet objectif. Toutefois, nous pensons qu'avant d'investiguer davantage sur l'effet bénéfique des dispositifs d'assistance au mouvement sur la réduction de la fatigue musculaire des violonistes, il est important d'évaluer l'effet de tels dispositifs sur la performance et la productivité des travailleurs. En effet, il est peu probable que les dispositifs soient adoptés par les travailleurs et les employeurs si ces variables sont négativement impactées par leur utilisation. Dans notre cas, il est primordial que la performance musicale ne soit pas altérée par l'assistance. L'évaluation des dispositifs d'assistance au mouvements sur les paramètres biomécaniques, tels que les activations musculaires, la cinématique et la précision est donc un prérequis indispensable avant d'étudier leurs effets sur la fatigue musculaire.

### **2.2.3.2 Effets sur les niveaux d'activations musculaires**

Toutes les études citées sur les dispositifs d'assistance au mouvement et les exosquelettes dans ce mémoire ont utilisé l'EMG de surface afin de mesurer les niveaux d'activations musculaires à partir de l'amplitude du signal (Alabdulkarim et al., 2019; Iranzo et al., 2020; Kim et al., 2018; Theurel et al., 2018; Van Engelhoven et al., 2019; Xiloyannis et al., 2019). Les auteurs ont mesuré les activations des muscles agonistes (p. ex. les deltoïdes antérieur et médian, les trapèzes) et/ou antagonistes (p. ex. le triceps brachial) de l'élévation du bras (Alabdulkarim et al., 2019; Iranzo et al., 2020; Kim et al., 2018; Theurel et al., 2018; Van Engelhoven et al., 2019). À l'exception de certains dispositifs qui possèdent un ou deux bras mécaniques et sont donc plus lourds (Alabdulkarim et al., 2019), les dispositifs d'assistance au mouvement diminuent l'activation des groupes musculaires visés par l'assistance, soit les muscles agonistes de l'élévation du bras dans notre cas (Iranzo et al., 2020; Kim et al., 2018; Theurel et al., 2018; Van Engelhoven et al., 2019; Xiloyannis et al., 2019). En revanche, l'assistance augmente généralement l'activité des muscles antagonistes qui doivent travailler davantage afin de contrer la force du dispositif

(Theurel et al., 2018; Van Engelhoven et al., 2019). Dans l'étude de Theurel et al. (2018) par exemple, les participants devaient réaliser deux tâches d'élévation du bras (c.à.d. soulever et empiler des charges) et une tâche qui consistait à marcher en portant une charge de plusieurs kilogrammes, avec et sans exosquelette. Dans les deux premières tâches, une diminution de l'activité du deltoïde antérieur et une augmentation de celle du triceps brachial ont été rapportées avec l'exosquelette. Lors de la tâche de marche en revanche, l'activité du deltoïde est restée similaire avec et sans exosquelette alors que celle du triceps a diminué avec l'assistance. En effet, les participants portaient la charge en fléchissant les coudes et non les épaules (Theurel et al., 2018). Comme ces différentes tâches peuvent être toutes successivement réalisées dans le cadre du travail mais qu'elles peuvent engendrer l'augmentation ou la diminution de l'activité des mêmes muscles en fonction de l'exercice, les auteurs suggèrent qu'un dispositif d'assistance doit être choisi pour une action spécifique et non dans le but d'assister une articulation ou un groupe musculaire de manière générique (Theurel et al., 2018). Dans le cas du violon, bien que le bras gauche soit en mouvement continu pour permettre à la main de se déplacer le long du manche de l'instrument, l'élévation de l'épaule est constante. L'utilisation d'un dispositif d'assistance au mouvement dans notre cas semble donc appropriée. En revanche, la modification des niveaux d'activations musculaires laisse à penser que les dispositifs modifient le patron moteur de l'utilisateur.

### **2.2.3.3 Effets sur la cinématique**

L'étude de la cinématique des utilisateurs des dispositifs d'assistance au mouvement semble pertinente puisqu'elle pourrait avoir des conséquences sur le risque de blessure ainsi que sur la précision motrice et la performance. Pourtant, peu d'études ont mesuré les changements cinématiques liés à l'assistance. Des études récentes montrent que l'assistance modifie la cinématique des membres supérieurs (Iranzo et al., 2020; Theurel et al., 2018; Xiloyannis et al., 2019).

Theurel et al. (2018) ont utilisé un dispositif possédant deux bras mécaniques reliés à une veste portée par l'utilisateur. Les parties distales des bras mécaniques étaient attachées aux mains des utilisateurs via des sangles. L'utilisation d'un tel dispositif a augmenté la flexion du coude ainsi que la flexion/abduction et la rotation externe de l'épaule lors de tâches consistant à soulever des caisses et à marcher avec une charge. En revanche, lorsque les participants devaient empiler les caisses, les modifications de la cinématique étaient inversées (c.à.d. diminution de la flexion du

coude et de l'abduction de l'épaule) avec l'exosquelette. Dans toutes les conditions expérimentales cependant, les degrés de liberté de l'épaule et du coude ont été modifiés alors que ceux du poignet sont restés similaires. Dans l'étude de Xiloyannis et al. (2019), l'utilisation d'un *exosuit* lors de flexions répétées du coude avec une charge a également modifié la cinématique de la flexion du coude. Les trajectoires du coude avec l'*exosuit* étaient en outre moins lisses (mesuré à l'aide de l'index de *Spectral ARC length* ou *SPARC index*) avec le dispositif. Enfin, l'étude d'Iranzo et al. (2020) a montré que l'utilisation d'un exosquelette passif lors de tâches d'assemblage et vissage au-dessus de la tête modifiait la rotation du cou et de l'épaule et la pronation-supination de l'articulation radio-ulnaire. Les changements cinématiques rapportés avec le dispositif étaient cependant tous inférieurs à 5° (Iranzo et al., 2020). En somme, les dispositifs d'assistance au mouvement pour les membres supérieurs modifient la cinématique angulaire des articulations assistées par le dispositif. Les études citées concluent que l'utilisation d'un exosquelette augmente les contraintes cinématiques et réduit l'amplitude de mouvement de l'utilisateur (Iranzo et al., 2020; Theurel et al., 2018). Dans le cadre de tâches de précision, il est important de déterminer si ces changements cinématiques affectent également la performance.

#### **2.2.3.4 Effets sur la performance**

Plusieurs études se sont intéressées à la performance assistée (Alabdulkarim et al., 2019; Kim et al., 2018). Les variables utilisées diffèrent selon les auteurs mais on retrouve notamment la durée de la tâche (lorsqu'on demande aux participants d'être le plus rapide possible) et le nombre d'erreurs commises (Alabdulkarim et al., 2019; Kim et al., 2018). Lors de tâches de perçage au-dessus de la tête, les dispositifs d'assistance raccourcissent le temps d'exécution (Kim et al., 2018) mais augmentent toujours le nombre d'erreurs (Alabdulkarim et al., 2019; Kim et al., 2018). Dans l'étude de Kim et al. (2018), la tâche de perçage était simulée et le participant devait insérer une sonde attachée au bout d'une perceuse électrique dans les trous d'un support métallique situé au-dessus de la tête. Une erreur était comptabilisée lorsque la sonde entrait en contact avec le support. Les résultats obtenus montrent que les participants sont plus rapides lorsqu'ils portent un exosquelette passif mais commettent également plus d'erreurs (Kim et al., 2018). Ainsi, selon la variable mesurée, la performance peut paraître pire ou meilleure. Bien que la performance dans les milieux industriel et musical ne puisse être quantifiée de la même manière, il semble probable que l'utilisation d'un dispositif d'assistance au mouvement altérerait la performance musicale, généralement évaluée par un jury composé de deux musiciens experts à l'aide de critères

d'adjudication standards, tels que l'intonation, la technique et la musicalité (Ackermann, Adams, & Marshall, 2002). Finalement, Kim et al. (2018) suggèrent que les résultats contradictoires obtenus dans le milieu industriel sont possiblement dus au conflit vitesse-précision (loi de Fitts), à l'impact de l'exosquelette sur la proprioception des participants, ou encore au fait que les participants n'ont pas eu assez de temps avec le dispositif pour développer une stratégie optimale de travail. Ce dernier point est particulièrement intéressant car aucune étude à notre connaissance n'a mesuré l'adaptation motrice à un dispositif d'assistance au mouvement pour les membres supérieurs. Pourtant, la force exercée par le dispositif modifie la dynamique de l'environnement de l'utilisateur de manière semblable aux champs de force utilisés dans la littérature en contrôle moteur pour susciter les adaptations motrices. Il est donc possible que l'utilisateur d'un dispositif d'assistance au mouvement s'adapte à son nouvel environnement via une exposition prolongée. L'évaluation de l'adaptation motrice des utilisateurs à un dispositif d'assistance serait donc pertinente.

### **2.3 Adaptation motrice**

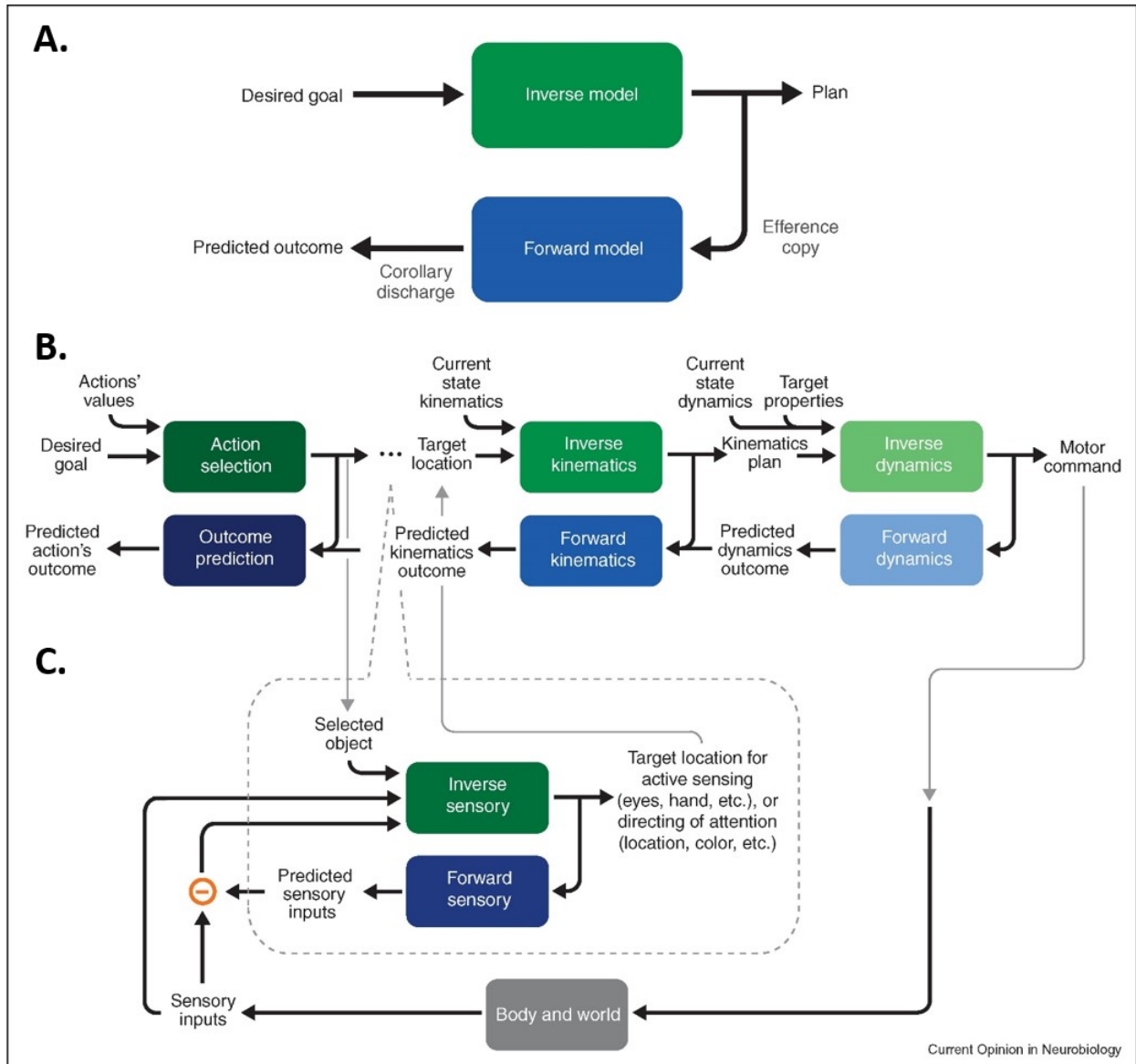
La section précédente de ce chapitre nous a appris que l'utilisation de dispositifs d'assistance au mouvement perturbait le mouvement des travailleurs et augmentait le nombre d'erreurs commises, affectant ainsi négativement leur performance. Une limite récurrente des études qui se sont intéressées à la cinématique et/ou la performance assistées est la faible quantité de répétitions des conditions expérimentales (Alabdulkarim et al., 2019; Kim et al., 2018; Van Engelhoven et al., 2019). Les auteurs soulignent d'ailleurs que les durées d'expériences ne sont pas suffisantes pour permettre aux utilisateurs de s'habituer aux dispositifs étudiés mais qu'une utilisation plus longue leur permettrait peut-être d'améliorer leurs performances. Ainsi, il serait pertinent d'évaluer l'adaptation motrice à un dispositif d'assistance au mouvement pour les membres supérieurs. Comme cela n'a à notre connaissance jamais été étudié, nous nous référons à la littérature sur les adaptations motrices aux champs de force. En effet, la force exercée par les champs de force sur le membre supérieur est généralement introduite par une interface robotique (p. ex. manipulandum) et change la dynamique de l'environnement de l'utilisateur, comme le fait un dispositif d'assistance au mouvement.

Dans cette troisième section de notre revue de littérature, nous commencerons par décrire comment l'interaction des systèmes sensoriel, moteur et environnemental est modélisée par le

système nerveux central pour nous permettre de réaliser les mouvements volontaires (sous-section 2.3.1). Nous discuterons ensuite des processus d'ajustement de ces modèles, permettant à un participant sain de s'adapter à une perturbation motrice (sous-section 2.3.2). Cette section se conclura avec la description de protocoles expérimentaux utilisés dans la littérature afin de mesurer les adaptations motrices.

### 2.3.1 Modèle interne

La réalisation d'un mouvement volontaire nécessite que notre système nerveux central envoie une commande motrice, aussi appelée copie d'efférence, à nos effecteurs. Pour se faire, il faudra transformer notre intention (p. ex. saisir la tasse de café posée sur notre bureau) en un plan moteur (Lalazar & Vaadia, 2008). Ce plan sera basé sur le modèle inverse, comprenant la cinématique et la dynamique inverses (Lalazar & Vaadia, 2008). Ainsi, à partir des coordonnées spatiales de l'objet cible (p. ex. la tasse), nous devons déterminer la trajectoire de l'effecteur final (p. ex. la main), les mouvements nécessaires des articulations (p. ex. le poignet, le coude et l'épaule), les efforts articulaires permettant ces mouvements et enfin, l'activation des muscles générant ces efforts (**Figure 10 A-B.**) (Lalazar & Vaadia, 2008). Lorsque notre environnement nous est familier, la commande motrice génère un mouvement précis et efficace. Ceci est dû à notre capacité à anticiper les conséquences sensori-motrices (p. ex. visuelles, auditives, proprioceptives) de nos actions à partir de la commande motrice. Ainsi, si nous voulions soulever notre tasse de café pour en boire une gorgée, nous prédirions l'effet de la gravité sur notre tasse afin d'actionner les muscles de notre membre supérieur adéquatement. En revanche, si la prédiction de l'effet de la gravité sur la tasse est erronée (p. ex. si la tasse est vide de son contenu), le poids anticipé de la tasse serait mauvais et notre commande motrice pourrait entraîner un mouvement brusque. Les prédictions des conséquences de nos actions sur l'environnement, qui sont faites en continu et nous permettent d'envoyer des commandes motrices appropriées aux effecteurs, constituent le modèle direct (*forward model*). Ce modèle permet entre autres de calculer l'erreur associée à la commande motrice « en ligne », ce qui diminue considérablement les délais de traitement. Finalement, les modèles inverse et direct sont concomitants et forment une boucle fermée : le modèle interne (**Figure 10 C.**). Lorsque nous devons apprendre une nouvelle tâche ou que l'environnement est modifié (comme dans le cas de la tasse vide) nous devons mettre en place un nouveau modèle interne ou ajuster celui existant afin que notre commande motrice corresponde aux nouvelles contraintes environnementales.



**Figure 10.** Représentation graphique du modèle interne. **A.** Modèle inverse et modèle direct. Le modèle inverse transforme une intention en un plan moteur. La copie d'efférence qui résulte de ce plan peut être transformée en une prédiction des conséquences du mouvement, aussi appelée décharge corollaire. **B.** Séries canoniques de transformations sensorimotrices utilisant le modèle interne. À partir d'une intention (p. ex. boire la tasse de café), une action est sélectionnée. La position de l'objet cible (p. ex. la tasse) est extraite à partir de ses coordonnées dans l'espace. À partir de l'état actuel des effecteurs, la cinématique inverse établie un plan moteur. Enfin, à partir



de ce plan, de l'état actuel des muscles et des propriétés de l'objet (p. ex. tasse vide ou pleine), la dynamique inverse génère une commande motrice qui sera envoyée aux muscles. Chacune de ces transformations inverses à un équivalent direct qui peut prédire les conséquences de chacune des étapes de traitement. C. Modèle interne actif (boucle fermée). Les prédictions du modèle direct sont comparées au retour sensoriel réel afin d'ajuster la commande motrice à partir du modèle inverse. De « Neural basis of sensorimotor learning: modifying internal models, » par H. Lalazar et E. Vaadia, 2008, *Current Opinion in Neurobiology*, 18(6), p. 574 (<https://doi.org/10.1016/j.conb.2008.11.003>). © 2008 Elsevier Ltd. Reproduit avec permission.

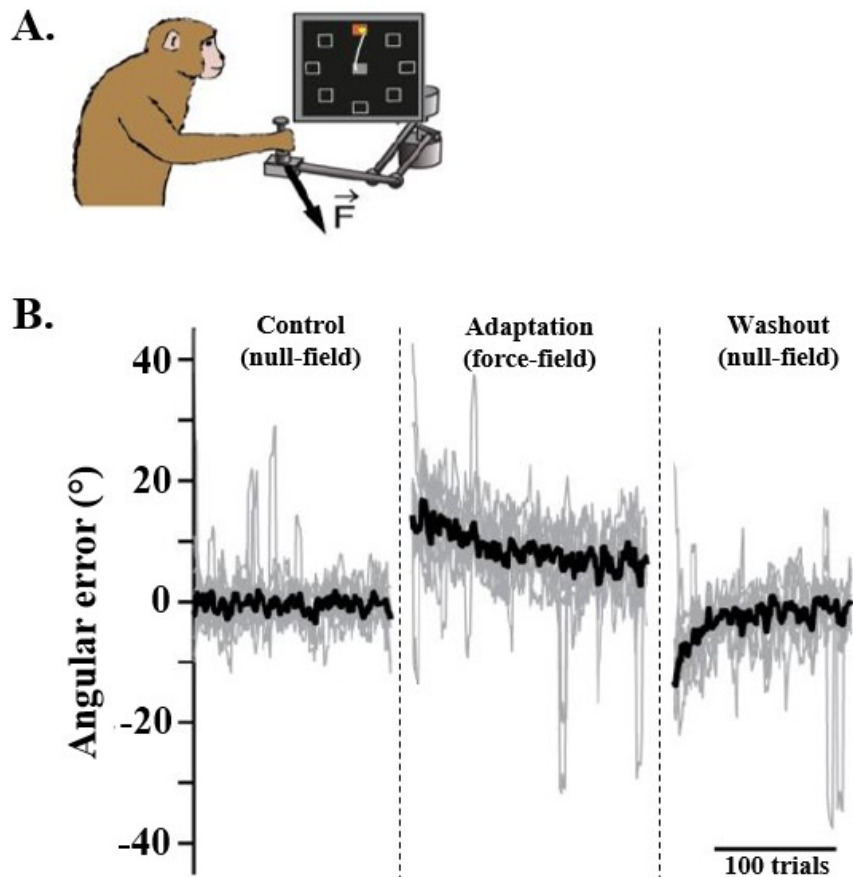
### 2.3.2 Adaptation motrice via la mise à jour du modèle interne

De nombreuses études ont évalué l'adaptation aux perturbations sensorimotrices, telles que les champs de force dans l'environnement du membre supérieur. Dans les paradigmes expérimentaux les plus utilisés, les participants réalisent une tâche de pointage pour laquelle ils doivent déplacer un curseur d'une position d'origine vers une position cible apparaissant sur un écran. Bien que la consigne ne soit pas nécessairement formulée explicitement, l'intention du participant sera toujours d'atteindre la cible de manière efficace, soit avec une trajectoire la plus droite possible. Pour déplacer leur curseur, une interface robotisée, telle qu'un manipulandum, est souvent utilisée (**Figure 11 A.**). Après une période d'entraînement de pointage répétitif avec le manipulandum, une force, par exemple perpendiculaire au mouvement de pointage, est subitement introduite via l'interface robotisée, ce qui a pour effet de dévier la trajectoire de la main des participants (**Figure 11 B.**) (Izawa & Shadmehr, 2011; Scalona, Martelli, Del Prete, Palermo, & Rossi, 2018; Shadmehr & Mussa-Ivaldi, 1994). La déviation de la main est considérée par ces auteurs comme une erreur cinématique puisqu'elle résulte de la perturbation motrice créée par le champ de force. La **Figure 11 B.** illustre l'augmentation de l'erreur cinématique lorsque le champ de force est introduit. On constate en effet que sans perturbation, les participants sont capables d'aller de la position d'origine vers la position cible avec une trajectoire de la main quasi-rectiligne (Izawa & Shadmehr, 2011; Scalona et al., 2018; Shadmehr & Mussa-Ivaldi, 1994). À force de répéter la tâche avec la perturbation, l'erreur diminue ce qui indique que les participants finissent par retrouver une cinématique similaire à celle mesurée avant l'introduction du champ de force, tel

qu'illustré sur la **Figure 11 B**. lors de la condition d'adaptation (Scalona et al., 2018; Shadmehr & Mussa-Ivaldi, 1994). Cette diminution progressive de l'erreur pour retrouver un niveau de performance initial est appelée l'adaptation motrice. En effet, à chaque fois que la tâche est répétée, le participant réajuste ses prédictions sensorielles, ce qui diminue l'erreur de prédiction. Finalement, la prédiction et la réponse afférentes correspondent et la commande motrice est adéquate. Ce processus constitue un ajustement du modèle interne préexistant. En revanche, lorsque le champ de force est retiré après que le participant ait ajusté son modèle interne pour répondre au nouvel environnement, la trajectoire est à nouveau déviée mais cette fois, dans la direction opposée à la perturbation (Shadmehr & Mussa-Ivaldi, 1994). On appelle ce phénomène « perturbations post-effet » (*aftereffects*, en anglais) (Shadmehr & Mussa-Ivaldi, 1994). Le modèle interne sera rapidement réajusté au cours d'une phase de désapprentissage de la perturbation (*washout*, en anglais) afin que la commande motrice puisse être adéquate. Le participant retrouvera alors son niveau de performance initial (pré-perturbation) (Shadmehr & Mussa-Ivaldi, 1994). Les perturbations post-effet ainsi que le retour rapide à la cinématique initiale au cours d'une condition de *washout* sont illustrés sur la **Figure 11 B**, respectivement par une augmentation subite de l'erreur puis une diminution de celle-ci. Le processus de désapprentissage de la perturbation motrice, à l'instar de l'apprentissage, est également itératif mais généralement plus rapide que ce dernier (Davidson & Wolpert, 2004; Smith, Ghazizadeh, & Shadmehr, 2006).

Les processus de l'adaptation motrice décrits ci-dessus semblent être largement implicites et dépendent donc de la mémoire procédurale. La réadaptation, lors d'une réexposition à une perturbation déjà rencontrée, ne semble cependant pas dépendre des mêmes processus. En effet, Leow, Loftus, and Hammond (2012) ont montré que des participants atteints de Parkinson pouvaient s'adapter à une perturbation visuo-motrice de façon similaire à une population sans troubles neurodégénératifs mais que leur réadaptation, mesurée le jour même et le lendemain, était moins importante. Pourtant, la réadaptation à une perturbation motrice est plus rapide que l'adaptation initiale chez les individus sains. Cette forme de rétention est généralement appelée *savings* dans la littérature. Huberdeau, Haith, and Krakauer (2015) suggèrent que la réadaptation dépend de processus explicites et qu'elle reflète la formation d'un souvenir déclaratif plutôt que procédural. Si l'adaptation et la réadaptation ne dépendent pas des mêmes processus dans le système nerveux central, ils peuvent néanmoins être tous deux évalués au cours d'un même

protocole expérimental et les mêmes variables seront utilisées. L'évaluation de ces processus est décrite plus en détails dans la sous-section suivante.



**Figure 11.** Tâche de pointage et résultats typiques d'une adaptation motrice à un champ de force.

**A.** Le participant (singe) utilise un manipulandum robotisé pour atteindre huit cibles à équidistance d'une position centrale d'origine. Le manipulandum applique une force à la main du primate. **B.** Erreur angulaire (déviations d'une trajectoire droite entre la position d'origine et la position cible, en degrés) mesurée au cours de trois conditions expérimentales : contrôle (force nulle), adaptation (force appliquée), et post-adaptation (force nulle). On observe des perturbations post-effet après que la force a été retirée (erreur angulaire  $< 0^\circ$ ). De « A neural population mechanism for rapid learning, », par M. Perich, J. Gallego et L. Miller, 2018, *Neuron*, 100(4), p. 966 (<https://doi.org/10.1016/j.neuron.2018.09.030>). © 2018 Elsevier Inc. Reproduit et modifié avec permission.

### 2.3.3 Évaluer l'adaptation motrice

Comme nous venons de le décrire, l'introduction d'une perturbation motrice, dans notre cas exercée par un dispositif d'assistance au mouvement, modifie le patron moteur et altère la performance motrice. Afin de quantifier l'effet de la perturbation, il est d'usage de comparer la performance contrôle (sans perturbation) à la performance qui suit l'introduction du champ de force (début d'adaptation). Afin de quantifier l'adaptation motrice il faudra comparer la performance de début et de fin de la condition d'adaptation. Comme la mise à jour du modèle interne est progressive et basée sur la répétition d'essais, le participant doit répéter la même tâche plusieurs fois avec la perturbation afin de s'y adapter en modifiant sa commande motrice (Bastian, 2008; Shadmehr & Mussa-Ivaldi, 1994). Le nombre de répétitions peut différer grandement d'une étude et d'une tâche à l'autre mais les travaux de Huberdeau et al. (2015) révèlent que 5 à 10 répétitions entraînent une adaptation à une rotation de curseur partielle et quasi-totale, respectivement. Finalement, la mise à jour du modèle interne devrait entraîner des perturbations post-effet lorsque la perturbation est retirée. La quantification de la perturbation post-effet nécessitera de comparer la performance de contrôle à la performance en début de phase de désapprentissage.

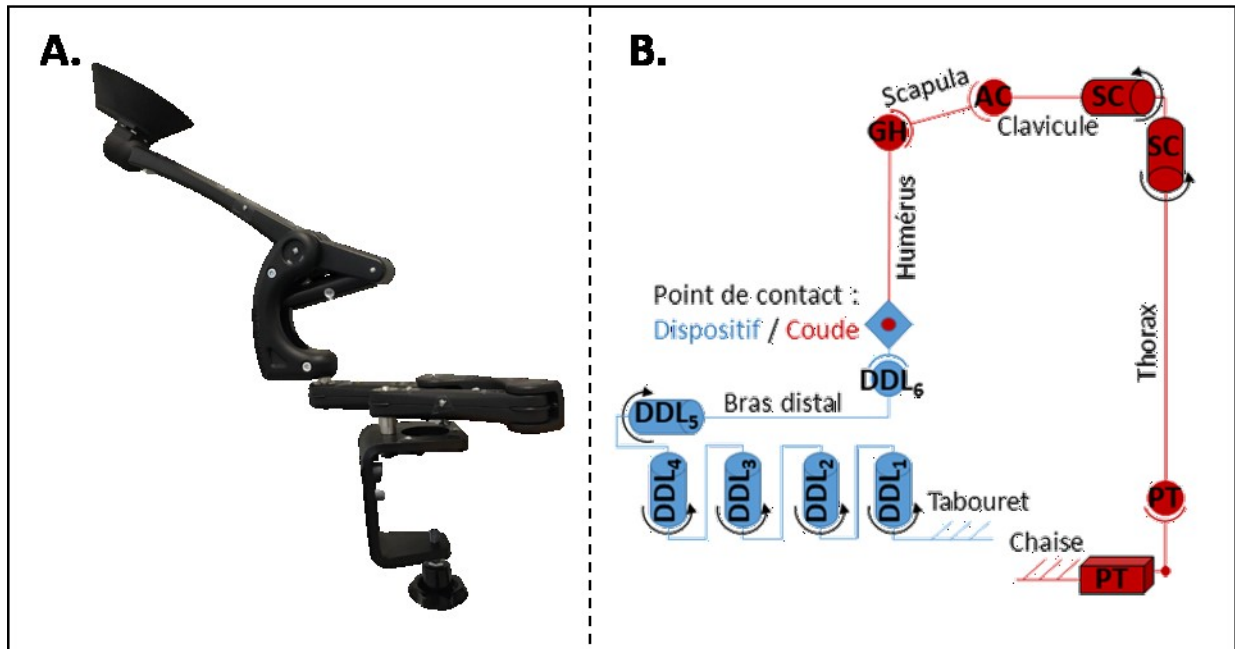
Les variables dépendantes utilisées pour quantifier la performance dépendront de la tâche. Comme nous l'avons décrit précédemment, certains auteurs comparent la trajectoire de l'effecteur avec et sans champ de force. Ils peuvent ainsi obtenir des mesures de déplacements (en millimètres) à différents moments du mouvement ou encore faire des analyses de corrélations entre les trajectoires avec et sans champ de force (Shadmehr & Mussa-Ivaldi, 1994). D'autres utilisent l'erreur angulaire (en degrés) entre les trajectoires de l'effecteur (Perich, Gallego, & Miller, 2018) ou encore entre des angles articulaires (p. ex. angle de la cheville dans le plan sagittal lors d'une tâche de marche avec perturbations) avec et sans champ de force (Bouffard et al., 2018). D'autres variables peuvent également être utilisées, telles que la fluidité (index basé sur les changements d'accélération) et la durée du mouvement ou le profil de vitesse (Scalona et al., 2018).

Lors d'une adaptation motrice, il ne s'agit pas d'apprendre une nouvelle tâche mais plutôt d'adapter une tâche que l'on connaît déjà bien à un environnement qui est lui nouveau. Dans un contexte où les participants sont déjà des experts de la tâche (p. ex. déplacer un curseur lors d'une tâche de pointage), la rétention ne peut pas être évaluée en mesurant un gain net de la performance. En revanche, il est possible de mesurer si un participant s'adapte plus vite quand il est à nouveau

exposé à la perturbation motrice. Cette réadaptation peut se mesurer quelques minutes, une journée ou une semaine après l'exposition initiale (Bastian, 2008). Huberdeau et al. (2015) montrent qu'avoir été exposé à une perturbation visuo-motrice lors de deux essais d'une tâche de pointage est suffisant pour entraîner une réadaptation plus rapide le lendemain lorsqu'on est réexposé à la même perturbation. Modifier l'amplitude de la perturbation lors de la condition de réadaptation entraîne également une rétention partielle (Huberdeau et al., 2015). Dans cette condition, les participants sont exposés à une perturbation deux fois plus importante le lendemain. En revanche, lorsque la direction de la perturbation utilisée pour la condition de réadaptation le lendemain est contraire à la perturbation initiale, aucune rétention n'est observée et la réadaptation se fait à la même vitesse que l'adaptation initiale (Huberdeau et al., 2015). Ainsi, il est possible de s'adapter plus rapidement à une perturbation déjà rencontrée quand on y est réexposé, à condition que la perturbation reste similaire. Dans le cadre de l'adaptation motrice à un dispositif d'assistance au mouvement, il semble donc possible que l'utilisateur puisse s'adapter de plus en plus rapidement à la perturbation causée par le dispositif avec la répétition des expositions à ce dernier.

## 2.4 Objectifs spécifiques

L'objectif général de ce projet de maîtrise était d'évaluer l'adaptation motrice de violonistes experts à un dispositif d'assistance au mouvement. Pour notre étude, nous avons choisi un dispositif à assistance passif qui transmettait la charge soutenue à l'environnement plutôt que le musicien. Le dispositif choisi était dynamique, c-à-d. permettant de suivre la cinématique du musicien dans un espace tridimensionnel (**Figure 12**). En effet, le dispositif disposait de six degrés de liberté (DDL), ce qui permettait à son point de contact avec l'utilisateur de couvrir l'intégralité des déplacements du coude du violoniste dans l'espace. Par ailleurs, peu de résistance était appliquée aux DDL du dispositif, lui permettant de suivre les mouvements du coude sans délai.



**Figure 12.** **A.** Dispositif d'assistance au mouvement utilisé pour notre étude. **B.** Modélisation de la chaîne cinématique de l'utilisateur (rouge) et du dispositif (bleu). L'utilisateur est assis sur une chaise. Trois rotations sont permises au niveau de l'articulation thoraco-pelvienne (PT). L'épaule présente deux rotations autour de l'articulation sterno-claviculaire (SC) et trois rotations autour des articulations acromio-claviculaire et gléno-humérale. Le point de contact entre le dispositif et l'utilisateur se fait au niveau du coude gauche. Le dispositif qui est attaché à un tabouret à côté du musicien est articulé par six DDL permettant de suivre l'utilisateur dans un espace tridimensionnel.

Les sous-objectifs de ce projet de maîtrise sont : d'évaluer l'effet du dispositif sur la cinématique (**O1**), les activations musculaires (**O2**), et la performance musicale (**O3**) de violonistes experts. Comme nous l'avons vu dans la section précédente de la revue de littérature, la cinématique et les activations musculaires sont intrinsèquement liées lors de l'adaptation motrice puisqu'elles reflètent les ajustements moteurs permettant de réduire la différence entre l'erreur sensorielle prédite et réelle. Leur étude nous permettra de mieux comprendre comment le modèle interne est modifié au cours d'une période d'adaptation (**O1-2**). Quant à la performance musicale, nous la considérons comme le retour sensoriel prédominant lors du jeu au violon puisque l'intention responsable de la commande motrice est de jouer correctement le morceau choisi. La performance musicale devrait donc guider l'ajustement du modèle interne. Son évaluation nous donnera une

mesure de l'erreur sensorielle réelle (**O3**). Enfin, l'évaluation des activations musculaires nous permettra d'émettre des hypothèses quant à l'utilisation d'un dispositif d'assistance au mouvement pour réduire l'accumulation de fatigue musculaire lors du jeu au violon, potentiellement limitant le risque de PRMD.





### **3 Chapitre 3 – Article : *How do violinists adapt to dynamic assistive support? A study focusing on kinematics, muscle activity, and musical performance***

Les résultats de ce chapitre sont présentés sous la forme d'un article coécrit par Clara Ziane, Benjamin Michaud, Mickaël Begon et Fabien Dal Maso. Cet article a été soumis à la revue scientifique *Human Factors* en octobre 2020 et est actuellement en révisions. Il répond à l'objectif de ce mémoire qui est d'évaluer l'adaptation motrice et musicale de violonistes experts à un dispositif d'assistance au mouvement. J'ai été impliquée dans tous les aspects du projet soit, son élaboration, le recrutement des participants, la collecte, le traitement et l'analyse des données, l'interprétation des résultats et enfin, la rédaction du manuscrit de l'article. Benjamin Michaud et Mickaël Begon ont contribué à l'élaboration du projet, développé certains des outils qui ont permis le traitement des données et évalué le contenu intellectuel du manuscrit de manière critique. Fabien Dal Maso, le chercheur principal du projet, a été impliqué dans tous les aspects. Tous les auteurs ont lu et approuvé le manuscrit final de l'article.

## **Abstract**

**Objective:** To assess violinists' motor and musical performance adaptations to dynamic assistive support (DAS) provided by a passive device.

**Background:** Up to 87% of instrumentalists are affected by musculoskeletal injuries and particularly violinists. The repetitive nature of their work leads to muscle fatigue, an injury risk factor. DAS has been used in occupational settings to minimize muscle activations and limit fatigue accumulation. It is however unclear whether DAS affects motor and musical performance.

**Method:** Fifteen expert violinists were equipped with reflective markers and electromyography sensors. Movements, muscle activations, and sound were recorded while participants completed three experimental conditions for which they continuously played a 13-second musical excerpt: *Control* (no DAS), *Adaptation* (DAS), and *Washout* (no DAS). DAS was applied at the left (violin-holding side) elbow. Conditions were repeated one week later. Months later, participants listened to their own audio recordings playing with and without DAS and blindly assessed their performances. Linear mixed models were used to compare DAS and no-DAS conditions' kinematic, electromyography and musical performance data.

**Results:** DAS perturbed user kinematics but reduced mean activations of left medial deltoid and superior trapezius. Similarity of joint angles and muscle activities between DAS and no-DAS conditions however remained strong. Musical performance was unchanged with DAS.

**Conclusion:** Though DAS modified violinists' upper-limb configurations, resulting kinematics were not detrimental to musical performance. Reduced muscle activations make DAS a promising tool to limit fatigue accumulation.

**Application:** Although its effect on muscle fatigue should be further investigated, DAS might be useful in preventing violinists' injuries.

**Keywords:** Motor control, Biomechanics, Electromyography, Assistive technologies, Upper extremity.

### 3.1 Introduction

Up to 87% of musicians are affected by playing-related musculoskeletal disorders (Zaza, 1998). These can affect nerves, tendons, and muscles, causing physical pain while playing and sometimes threatening musicians' careers (Fry, 1986; Zaza, 1998). The amount of practice necessary to maintain the high level performance of professional musicians (Kaufman-Cohen & Ratzon, 2011) inevitably leads to fatigue, one of the leading causes of musculoskeletal disorders (Côté, 2014). Violinists are particularly affected by these disorders (Ackermann & Adams, 2004; Zaza & Farewell, 1997), especially at the left shoulder and upper-limb (Ranelli et al., 2011), as they combine multiple fatigue-inducing factors: quasi-static weight—the violin—holding, highly repetitive and often fast movements, and a constrained posture (Ackermann & Adams, 2004; Côté, 2014; Fry, 1986; Rensing et al., 2018). Risk factors being inherent to instrumental practice, adapting violinists' working environments appears crucial to limit fatigue accumulation and in turn, the prevalence of playing-related musculoskeletal disorders. Interestingly, dynamic assistive support (DAS) provided by mobility assistive devices, such as exoskeletons, has recently been implemented for work tasks and successfully led to minimized muscle activations (De Vries & De Looze, 2019; Huysamen et al., 2018; Iranzo et al., 2020; Maurice et al., 2020; Schmalz et al., 2019; Van Engelhoven et al., 2019), potentially lessening muscle fatigue. It is thus likely that DAS would assist violinists in holding their instruments, possibly acting on fatigue-inducing factors such as static weight holding and posture constraints. Though promising, assistance provided by DAS may alter musicians' motor outputs, which could be detrimental to musical performance.

Only a few studies have assessed effects of DAS on both shoulder kinematics and muscle activations during dynamic upper-limb tasks (Hall & Crouch, 2020; Schmalz et al., 2019; Theurel et al., 2018). All found that DAS perturbs user kinematics when performing goal-oriented tasks (Hall & Crouch, 2020; Schmalz et al., 2019; Theurel et al., 2018). Indeed, Theurel et al. (2018) showed that load lifting and handling with an upper-body exoskeleton significantly changed the averaged elbow flexion-extension and shoulder adduction. Similarly, Schmalz et al. (2019) found increased shoulder abduction and elbow extension while drilling, and increased elbow extension while screwing nuts with a passive upper-body exoskeleton. It is possible that modifications to kinematics and muscle activity result from an early perturbation of the internal model, which is a goal-oriented sensorimotor representation of movement (Shadmehr & Mussa-Ivaldi, 1994),

resulting in an increase in motor performance errors for tasks requiring precision (Scalona et al., 2018), such as drilling (Alabdulkarim et al., 2019). DAS may thus alter violinists' joint kinematics and negatively impact their musical performance.

Repeated exposure to DAS could lead to progressive adaptation of violinists' internal models, eventually enabling them to reach performance levels similar to those without DAS. Indeed, we know that participants performing a reaching task in the presence of externally imposed forces adapt to the new environment as observed by the gradual decrease in performance errors (Izawa & Shadmehr, 2011; Scalona et al., 2018; Shadmehr & Mussa-Ivaldi, 1994). In fact, repeated exposure to a force field allows participants to progressively update their internal model and by the end of an adaptation condition, their kinematics returns to baseline levels measured during a null-field condition (Shadmehr & Mussa-Ivaldi, 1994). Additionally, Shadmehr and Mussa-Ivaldi (1994) showed that similarity between force field and null-field reach kinematics, as measured with correlation analyses, went from moderate to strong throughout an adaptation period. Finally, the formation of a new internal model is confirmed by a sudden increase in performance errors when the force field is removed just after an adaptation period (Shadmehr & Mussa-Ivaldi, 1994). These aftereffects result from participants' formations of new internal models during the adaptation period, which enabled them to perform the task in altered environmental conditions (Shadmehr & Mussa-Ivaldi, 1994). Unfortunately, tasks performed in studies that have investigated motor adaptations do not accurately represent real-world tasks (Kitago, Ryan, Mazzoni, Krakauer, & Haith, 2013; Shadmehr & Mussa-Ivaldi, 1994). Whether these results could generalize to violin playing, which requires tridimensional motion, bilateral coordination, and fine and rapid motor skills, still needs to be investigated.

The objective of our study was to quantify expert violinists' motor adaptation to DAS provided as an anti-gravitational force by a passive device at the left elbow by assessing upper-limb joint kinematics, EMG, and musical performance. We hypothesized that introducing DAS would negatively affect joint angular root-mean-square errors (RMSE), muscle activity levels, similarity of joint angles and muscle activations, and musical performance. In line with motor adaptation literature (Scalona et al., 2018; Shadmehr & Mussa-Ivaldi, 1994), we also hypothesized that sensorimotor adaptation would be characterized by a decrease in joint angular RMSE, and that

similarity of joint angles and muscle activations, and musical performance would improve when violinists repeatedly played a single musical excerpt with DAS.

## **3.2 Method**

### **3.2.1 Participants**

Fifteen volunteer violinists (10 females, age:  $31.3 \pm 8.9$  years; mass:  $70.9 \pm 16.3$  kg; height:  $1.7 \pm 0.1$  m; violin experience:  $25.0 \pm 9.1$  years; mean  $\pm$  SD) were recruited from professional orchestras and graduate programs in music performance. Exclusion criteria included having any musculoskeletal disorders of the upper limbs within the past 12 months. This research complied with the American Psychological Association Code of Ethics and was approved by the University of Montreal's research ethics committee (#18-005-P). Each participant provided informed consent.

### **3.2.2 Instrumentation**

#### **3.2.2.1 Kinematics**

Participants were equipped with 61 reflective skin markers, placed on the pelvis ( $n = 4$ ), thorax ( $n = 7$ ), head ( $n = 4$ ), both clavicles ( $n = 2 \times 2$ ), scapulae ( $n = 5 \times 2$ ), arms ( $n = 4 \times 2$ ), forearms ( $n = 8 \times 2$ ) and hands ( $n = 4 \times 2$ ) (**Figure 13 A. a-b**). We followed the International Society of Biomechanics recommendations for marker placement (Wu et al., 2005) and incorporated modifications (Jackson et al., 2012; Michaud et al., 2016). An optoelectronic system of 18 cameras (VICON™, Oxford, UK) tracked marker trajectories at a sampling frequency of 100 Hz.

#### **3.2.2.2 Electromyography**

After proper skin preparation, wireless surface EMG electrodes (Delsys, Natick, MA, USA) were placed following SENIAM recommendations (Hermens et al., 2000) on muscle bellies of the participant's left sternocleidomastoid, upper trapezius, medial deltoid, biceps brachii, and right upper trapezius, anterior, medial and posterior deltoids (**Figure 13 A. a-b**). Under sterile conditions, we inserted intramuscular paired hook fine-wire electrodes (30 mm x 27 ga, Natus Neurology, Middleton, WI, USA) into the left infraspinatus, supraspinatus and subscapularis (lower fibers), based on recommendations from Kadaba et al. (1992) and Morris et al. (1998). Due to poor scapular winging, we were only able to insert an electrode into the subscapularis of four participants and thus did not include this muscle in our analyses. Signal quality was verified by

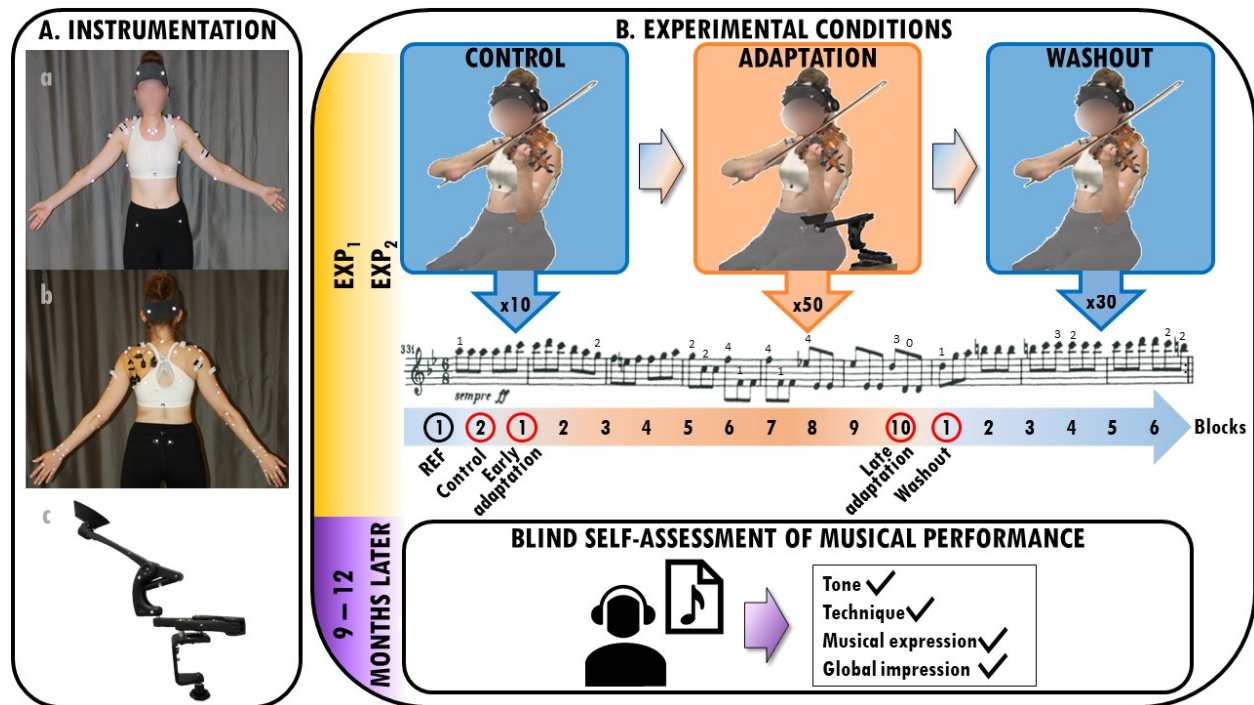
manual testing and visualization of online EMG recordings (Kadaba et al., 1992; Morris et al., 1998). Muscle activity was recorded at a sampling frequency of 2000 Hz.

### 3.2.2.3 Audio

Sound was recorded using a ZOOM H4n (ZOOM Corporation, Tokyo, Japan) recorder at a sampling frequency of 44,100 Hz.

### 3.2.2.4 Dynamic Assistive Support (DAS)

Support was provided by a passive (i.e. without actuators) spring-based antigravity device that can move freely in all three planes without restricting the user’s joint motion (Kinova O110, Boisbriand, QC, Canada). This device attaches to an external object and thus does not add its weight onto the user like an exoskeleton. This device applies an upward vertical force to counteract the effect of gravity at the upper limb. We designed and 3D printed a piece that replaces the original forearm brace to support the elbow without imposing a specific upper-limb configuration (**Figure 13 A. c**). Assistance was adjusted to support ~80% of the participant’s arm and violin weights.



**Figure 13.** A. a) Anterior and b) posterior views of a participant equipped with reflective skin markers and EMG electrodes. c) Passive device used for DAS. B. Experimental conditions completed during EXP<sub>1</sub> and EXP<sub>2</sub>. No-DAS conditions are represented in blue while the DAS

condition is in orange. Arrows indicate how many excerpts were played on a loop for each condition. For each excerpt, the music score is played once and numbers above notes indicate left fingering. Each five consecutive excerpts was averaged into a block of data. The black circle shows the block of data used as reference (*REF*) while red circles indicate blocks used for analysis, namely, *Control*, *Early adaptation*, *Late adaptation*, and *Washout*. The final experimental condition is completed 9-12 months after EXP<sub>2</sub> and consists in blindly assessing one's own musical performance on the following adjudication criteria: tone, technique, musical impression, and global impression.

### **3.2.3 Experimental protocol**

Participants visited the laboratory twice, interspersed with  $6.1 \pm 2.7$  days. The first visit (EXP<sub>1</sub>) was to quantify motor adaptation to DAS while the second visit (EXP<sub>2</sub>) was to assess potential savings. Preliminary measurements and experimental conditions described thereafter were identical for EXP<sub>1</sub> and EXP<sub>2</sub>.

#### **3.2.3.1 Preliminary measurements**

##### *3.2.3.1.1 Static pose and functional movements*

Once equipped, participants first held a standing static pose for a few seconds and then completed a series of functional movements to locate joint centers and axes of rotation (Jackson et al., 2012), and create a personalized multibody kinematic model. Functional movements involved trunk and neck flexion-extension, rotation and circumduction, elbow flexion-extension, radioulnar pronation-supination, and wrist flexion-extension, adduction-abduction and rotation.

##### *3.2.3.1.2 Maximal voluntary contractions (MVC)*

Participants completed a set of seven three-second MVC (Dal Maso, Marion, & Begon, 2016) (**Table 1**) to get muscles' maximal activations. MVC were completed in a randomized order and repeated twice. Thirty-second breaks were given between two repetitions of the same MVC while a one-minute break was given between different MVC.

**Table 1.** Description of MVC tests

	TEST	POSITION
LEFT SIDE	MVC <sub>1</sub>	Participant is in a seated position with the left arm abducted at 90°, neck bent to the left, head rotated to the right, and palm of hand facing down. Tester resists participant's arm abduction by applying force at the head and elbow.
	MVC <sub>2</sub>	Participant is in a seated position with the left arm flexed at 90° and the palm of the hand facing down. Tester resists participant's arm flexion by applying force at the elbow.
	MVC <sub>3</sub>	Participant is in a ground-facing prone position with the left arm horizontally flexed at 90° in line with the lower trapezius muscle fibers and the thumb pointing upward. Tester resists participant's horizontal arm flexion by applying force at the elbow.
RIGHT SIDE	MVC <sub>4</sub>	Participant is in a seated position with the right arm abducted at 90°, neck bent to the right, head rotated to the left, and palm of hand facing down. Tester resists participant's arm abduction by applying force at the head and elbow.
	MVC <sub>5</sub>	Participant is in a seated position with the left arm flexed at 90° and the palm of the hand facing down. Tester resists participant's arm flexion by applying force at the elbow.
	MVC <sub>6</sub>	Participant is in a ground-facing prone position with the right arm horizontally flexed at 90° in line with the lower trapezius muscle fibers and the thumb pointing upward. Tester resists participant's horizontal arm flexion by applying force at the elbow.
	MVC <sub>7</sub>	Participant is in a ground-facing prone position with the right arm horizontally abducted at 90° and the elbow flexed at 90°. Tester resists participant's horizontal arm abduction by applying force at the elbow

### 3.2.3.2 Experimental conditions

Violinists played a 13-second musical excerpt from Beethoven's Symphony No. 9 (Movement IV) on a loop. They were asked to maintain dynamics and musical intentions throughout the experiment. We chose this excerpt because it is representative of the motor repertoire played by violinists in orchestra and include fast and varied left finger movements that require position shifting and to play on different strings. The excerpt was played at a tempo of 84 bpm provided to the participants via headphones (Beats Electronics, LLC, Santa Monica, CA, USA). We sent the music score with annotated fingering (**Figure 13 B.**) to the participants one week prior to EXP<sub>1</sub> to ensure identical left finger patterns between musicians and ability to play the piece accurately and comfortably before the experiment. For both EXP<sub>1</sub> and EXP<sub>2</sub>, the succession of the experimental conditions (**Figure 13 B.**) was as follows:

1. *Control.* Participants played the excerpt 10 times on a loop with no DAS.
2. *Adaptation.* Participants played the excerpt 50 times on a loop with DAS.
3. *Washout.* Participants played the excerpt 30 times on a loop with no DAS.

Two-minute breaks were given in-between experimental conditions.

Finally, 9-12 months after EXP<sub>2</sub>, participants completed a self-assessment of their musical performance (**Figure 13 B.**). We sent them eight audio files of their own performance. Audio files consisted of five consecutive excerpts played during control, early and late adaptation, and early



washout conditions of both EXP<sub>1</sub> and EXP<sub>2</sub>. Files were randomly numbered from one to eight to ensure blind assessment. For each audio file, participants had to attribute themselves a grade from 1 (worst) to 10 (best) on standard musical adjudication criteria, namely, tone, technique, musical expression, and global impression. They also had to indicate whether they thought the excerpt had been played using DAS, by answering “yes”, “no”, or “I don’t know”.

### **3.2.4 Data preprocessing**

#### **3.2.4.1 Joint kinematics**

Centers of rotation of the trunk, wrist, and neck joints and axes of rotations of the elbow and radioulnar joints were determined using functional methods (Ehrig, Taylor, Duda, & Heller, 2006; O’Brien, Bodenheimer, Brostow, & Hodgins, 2000). An anatomical method was used to place sternoclavicular, acromioclavicular and glenohumeral centres of rotations (Michaud et al., 2016). Joint kinematics were then reconstructed using a nonlinear least-squares algorithm (Thouze, Monnet, Belaise, Lacouture, & Begon, 2016). The multibody kinematic model included 15 segments, namely, pelvis, thorax, head, both clavicles, scapulae, arms, proximal and distal extremities of the forearms, and hands. Rigid body segments were actuated by 47 degrees of freedom, namely, three rotations and translations for the pelvis, thorax, and both arms, three rotations of the head, both clavicles and scapulae and two rotations for both forearms and hands. Head rotations were excluded as they presented large intra-participant variability. Due to corrupted data files, joint kinematics recorded during one participant’s EXP<sub>1</sub> was not reconstructed.

#### **3.2.4.2 Electromyography**

All filters mentioned thereafter are zero-lag second-order Butterworth filters. Raw EMG signals were digitally band-pass filtered between 10 and 400 Hz and notch filtered between 59 and 61 Hz to remove electrical noise. To obtain linear EMG envelopes, signals were rectified and low-pass filtered at 9 Hz. To determine the maximal activation of each muscle, EMG envelopes of all MVC trials were concatenated and the median value of the 2000 (one second) highest non-consecutive data points was kept. EMG data was then normalized using corresponding maximal muscle activations to get activation levels. Due to electrode malfunctions, we had to exclude the biceps brachii from analyses. Finally, one participant’s EXP<sub>1</sub> and another EXP<sub>2</sub> EMG data were excluded due to technical difficulties with our acquisition system.

### 3.2.5 Data processing

Kinematic, EMG, and sound data were divided into cycles corresponding to one musical excerpt each. We averaged joint angles and normalized EMG into blocks of five consecutive cycles listed thereafter and graphically presented in **Figure 13 B.** :

*REF*, corresponding to the first block of the control condition.

*Control*, corresponding to the last block of the control condition.

*Early adaptation*, corresponding to the first block of the adaptation condition.

*Late adaptation*, corresponding to the last block of the adaptation condition.

*Washout*, corresponding to the first block of the washout condition.

*RMSE*. We computed angular error as the Root Mean Square Error (RMSE) of the difference between joint angles of *REF* and the four subsequent blocks of interest.

*Cosine similarity*. We computed cosine similarity (Steele et al., 2019), which provides a measure of similarity between two non-zero vectors, between *REF* and the four subsequent blocks of interest, for both joint angle and EMG activation data. Cosine similarity values range from 0 to 1, corresponding to no and perfect similarity, respectively (Steele et al., 2019).

### 3.2.6 Statistics

To quantify expert violinists' motor adaptation and savings to DAS, we performed linear mixed models on each variable of interest: RMSE, mean muscle activation, cosine similarity for both joint angles and EMG activations, and each musical criterion evaluated (tone, technique, musical expression, and global impression). For each variable, we measured effects of *EXP* (*EXP*<sub>1</sub> and *EXP*<sub>2</sub>), *Block* (*Control*, *Early adaptation*, *Late adaptation*, and *Washout*), and their interaction. Statistical significance threshold was set at  $\alpha = 0.05$ . Significant *Block* effects were followed by post-hoc tests with Bonferroni correction to adjust *p*-values for multiple comparisons. We only reported differences between *Control* and *Early adaptation*, *Early adaptation* and *Late adaptation*, and *Control* and *Washout* blocks, as these comparisons are most relevant in investigating motor adaptation. Effect sizes were reported using Cohen (2013)'s *d* and interpreted as very small ( $d < 0.2$ ), small ( $0.2 \leq d < 0.5$ ), medium ( $0.5 \leq d < 0.8$ ), large ( $0.8 \leq d < 1.2$ ), very large ( $1.2 \leq d < 2.0$ ), or huge ( $d = 2.0$ ) (Sawilowsky, 2009). Additionally, to determine if participants could discriminate between audio files recorded while they were playing with and without DAS

during the blind self-assessment of musical performance, we compared numbers of correct and wrong answers to the question “Do you think that you were using the mobility assistive device for this recording?” in DAS *versus* no-DAS conditions, using Fisher’s exact test. “I don’t know” answers were coded as wrong. Statistical analyses were performed using SAS 9.4 (SAS Institute Inc., Cary, NC, USA).

### 3.3 Results

#### 3.3.1 Joint kinematics

##### 3.3.1.1 Root mean square error

Linear mixed model analysis (**Table 2**) revealed that RMSE was significantly smaller during EXP<sub>2</sub> than EXP<sub>1</sub> for left scapular retraction, and right elbow flexion, wrist adduction and flexion (**Figure 14**). *Block* effect was significant for all degrees of freedom. Post-hoc comparisons revealed that RMSE was significantly greater during *Early adaptation* than *Control* for all left degrees of freedom, as well as right scapular retraction and internal rotation, with large to very large effect sizes ( $0.86 \leq d \leq 1.40$ ). During *Early adaptation*, violinists played with the left scapula less downwardly rotated but more externally rotated, the arm more elevated but less externally rotated, the elbow less flexed, the forearm more supinated, and the wrist more flexed and abducted. As for the right scapula, it was more protracted. In addition, RMSE was significantly greater during *Late adaptation* than *Early adaptation* for right scapular downward rotation and arm elevation, with medium to large effect sizes ( $0.72 \leq d \leq 0.87$ ). Finally, RMSE was significantly higher during *Washout* than *Control* for left elbow flexion, as well as right scapular retraction and downward rotation, arm elevation, forearm pronation, and wrist adduction, with medium to large effect sizes ( $0.69 \leq d \leq 0.97$ ).

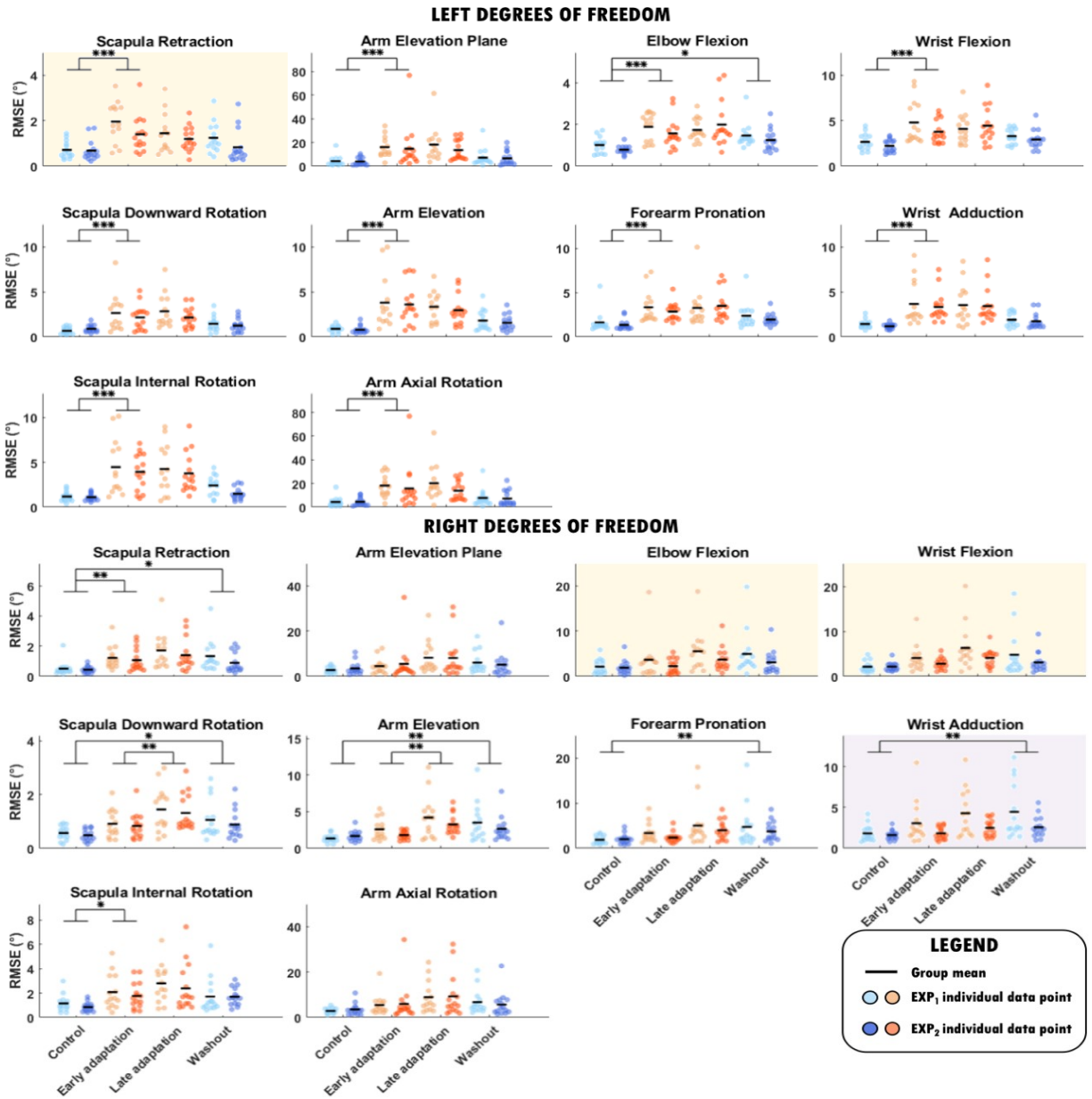
##### 3.3.1.2 Cosine similarity

Linear mixed model analysis (**Table 2**) revealed that cosine similarity of joint angles between the *REF* block and *Control*, *Early adaptation*, *Late adaptation*, and *Washout* blocks was significantly lower during EXP<sub>1</sub> than EXP<sub>2</sub> for left forearm pronation (**Figure 15**). *Block* effect was significant for left arm elevation and elevation plan, elbow flexion, wrist adduction and flexion, and right arm elevation. Post-hoc comparisons revealed that cosine similarity between

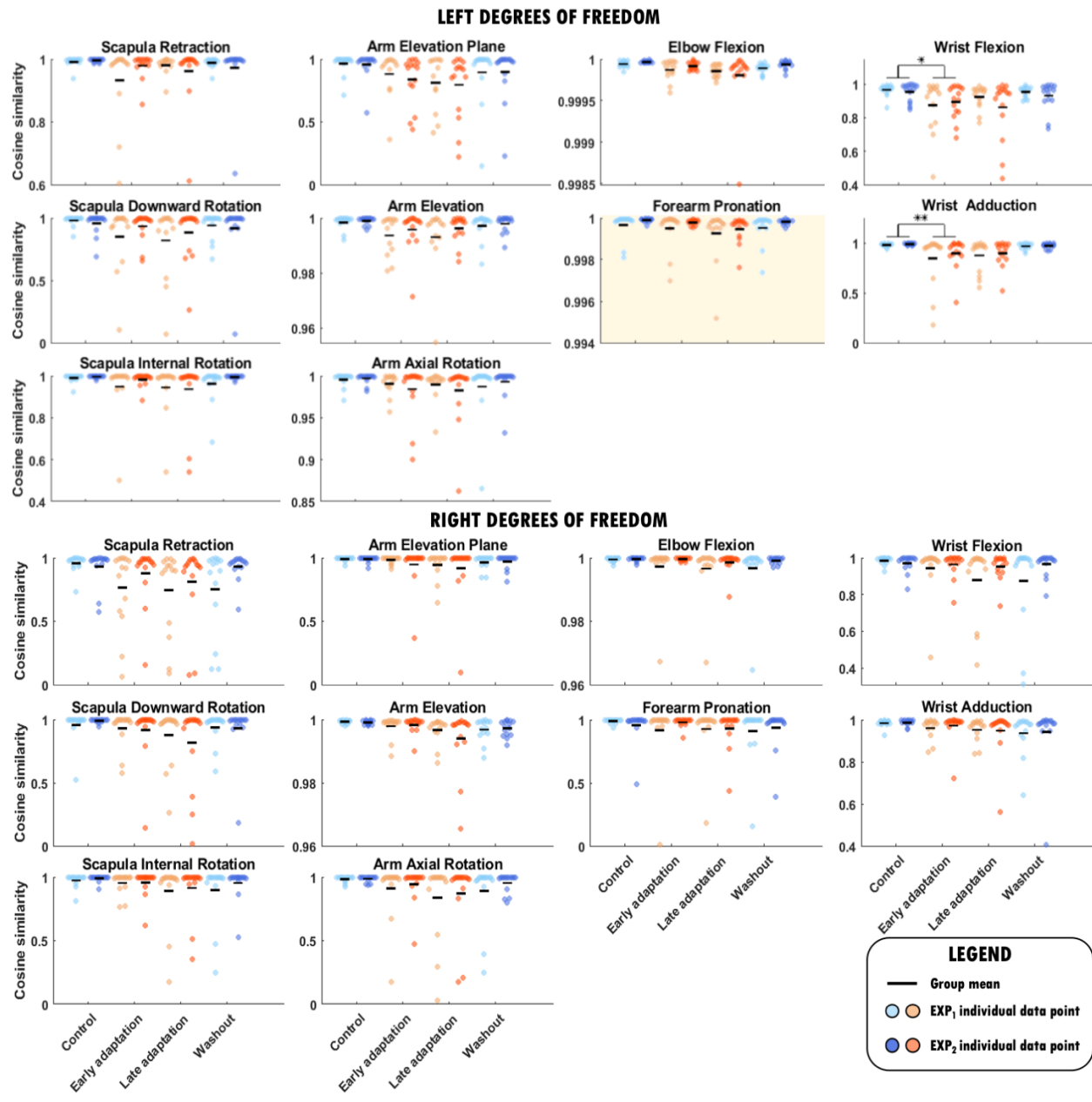
REF and Control, Early adaptation, Late adaptation, and Washout blocks was significantly lower during Early adaptation than Control for left wrist adduction and flexion, with medium effect sizes ( $0.53 \leq d \leq 0.72$ ).

**Table 2.** *p*-values of EXP\*Block linear mixed model analyses of RMSE and cosine similarity of joint angles for all degrees of freedom. Significant *p*-values (Cohen's *d*) are highlighted in grey ( $p < 0.05$ ).

		RMSE						COSINE SIMILARITY					
DEGREES OF FREEDOM		Linear Mixed Model			Post-Hoc Block Comparisons			Linear Mixed Model			Post-Hoc Block Comparisons		
		EXP*Block Interaction	EXP	Block	Control VS Early adaptation	Early VS Late adaptation	Control VS Washout	EXP*Block Interaction	EXP	Block	Control VS Early adaptation	Early VS Late adaptation	Control VS Washout
LEFT SIDE	Scapular retraction	0.5015	0.0158	<.0001	<.0001 (0.97)	0.3207 (0.31)	0.3723 (0.55)	0.2576	0.7711	0.2025			
	Scapular downward rotation	0.5250	0.2150	<.0001	<.0001 (0.92)	1.0000 (0.07)	0.5025 (0.72)	0.6127	0.4693	0.1071			
	Scapular internal rotation	0.8599	0.1546	<.0001	<.0001 (1.19)	0.6183 (0.09)	1.0000 (0.77)	0.7682	0.3301	0.1595			
	Arm axial rotation	0.6285	0.2372	<.0001	<.0001 (0.94)	1.0000 (<.01)	1.0000 (0.79)	0.6947	0.7230	0.3852			
	Arm elevation plan	0.8457	0.3708	<.0001	0.0004 (0.86)	1.0000 (0.03)	1.0000 (0.79)	0.9734	0.6645	0.0261	0.3433 (0.67)	1.0000 (0.23)	1.0000 (0.48)
	Arm elevation	0.9894	0.4384	<.0001	<.0001 (1.13)	1.0000 (0.25)	0.2909 (0.86)	0.8380	0.1564	0.0291	0.0953 (0.69)	1.0000 (<.01)	1.0000 (0.53)
	Elbow flexion	0.3248	0.3041	<.0001	<.0001 (1.29)	1.0000 (0.14)	0.0461 (0.90)	0.5621	0.5400	0.0175	0.7001 (0.83)	0.6489 (0.24)	1.0000 (0.84)
	Forearm pronation	0.7407	0.3655	<.0001	0.0002 (1.40)	1.0000 (0.19)	0.4151 (0.93)	0.9865	0.0485	0.1296			
	Wrist adduction	0.9914	0.4561	<.0001	<.0001 (1.02)	1.0000 (<.01)	1.0000 (0.68)	0.8886	0.3698	0.0012	0.0076 (0.53)	1.0000 (0.09)	1.0000 (0.54)
	Wrist flexion	0.3484	0.1634	<.0001	<.0001 (1.03)	1.0000 (<.01)	0.4976 (0.64)	0.4804	0.3239	0.0118	0.0340 (0.72)	1.0000 (0.05)	1.0000 (0.42)
RIGHT SIDE	Scapular retraction	0.8179	0.1061	<.0001	0.0141 (1.29)	0.3376 (0.68)	0.0217 (0.97)	0.4744	0.0747	0.0820			
	Scapular downward rotation	0.9874	0.2630	<.0001	0.1246 (0.71)	0.0048 (0.72)	0.0198 (0.75)	0.8237	0.7221	0.0971			
	Scapular internal rotation	0.9408	0.2622	<.0001	0.0339 (0.98)	0.2653 (0.40)	0.1946 (0.77)	0.9337	0.3703	0.2218			
	Arm axial rotation	0.9402	0.9168	0.0042	0.6882 (0.49)	0.2122 (0.56)	0.3601 (0.72)	0.9460	0.3612	0.0933			
	Arm elevation plan	0.9291	0.8829	0.0171	1.0000 (0.37)	0.2699 (0.46)	0.7064 (0.61)	0.8743	0.5129	0.2366			
	Arm elevation	0.4446	0.0730	<.0001	0.7407 (0.57)	0.0048 (0.87)	0.0036 (0.75)	0.4794	0.5331	0.0078	1.0000 (0.40)	0.0964 (0.44)	0.3372 (0.84)
	Elbow flexion	0.7403	0.0282	0.0144	1.0000 (0.35)	0.3037 (0.89)	0.1247 (0.69)	0.8399	0.0918	0.5603			
	Forearm pronation	0.8199	0.1643	0.0015	1.0000 (0.47)	0.1515 (0.63)	0.0127 (0.69)	0.7580	0.6177	0.6442			
	Wrist adduction	0.3320	0.0005	0.0014	0.9237 (0.47)	0.3982 (0.81)	0.0037 (0.80)	0.9868	0.7901	0.1832			
	Wrist flexion	0.5268	0.0202	0.0019	0.5967 (0.70)	0.1526 (0.65)	0.1349 (0.49)	0.3836	0.0791	0.1957			



**Figure 14.** Group mean and participants' individual joint angular RMSE of left (top) and right (bottom) upper-limb degrees of freedom for *Control*, *Early adaptation*, *Late adaptation* and *Washout* blocks for EXP<sub>1</sub> and EXP<sub>2</sub>. *Notes.* Significant *EXP* effects are shown with light yellow ( $p \leq 0.05$ ) and purple ( $p \leq 0.001$ ) subplot backgrounds, while significant differences between blocks are indicated with single, double, and triple asterisks for  $p \leq 0.05$ ,  $p \leq 0.01$ , and  $p \leq 0.001$ , respectively.



**Figure 15.** Group mean and participants' individual values of cosine similarity of joint angles of left (top) and right (bottom) upper-limb degrees of freedom between *REF* and *Control*, *Early adaptation*, *Late adaptation* and *Washout* blocks for EXP<sub>1</sub> and EXP<sub>2</sub>. *Notes.* Significant *EXP* effect is shown with a light yellow ( $p \leq 0.05$ ) subplot background, while significant differences between blocks are indicated with single and double asterisks for  $p \leq 0.05$  and  $p \leq 0.01$ , respectively.

### 3.3.2 Electromyography

#### 3.3.2.1 Mean activation levels

Linear mixed model analysis (**Table 3**) revealed that muscle activation levels were significantly greater for left supraspinatus but smaller for right anterior deltoid during EXP<sub>2</sub> than EXP<sub>1</sub> (**Figure 16**). *Block* effect was significant for left supraspinatus, medial deltoid, and superior trapezius. Post-hoc comparisons revealed that muscle activation levels were significantly smaller during *Early adaptation* than *Control* for left medial deltoid and superior trapezius, with large effect sizes ( $0.93 \leq d \leq 1.13$ ).

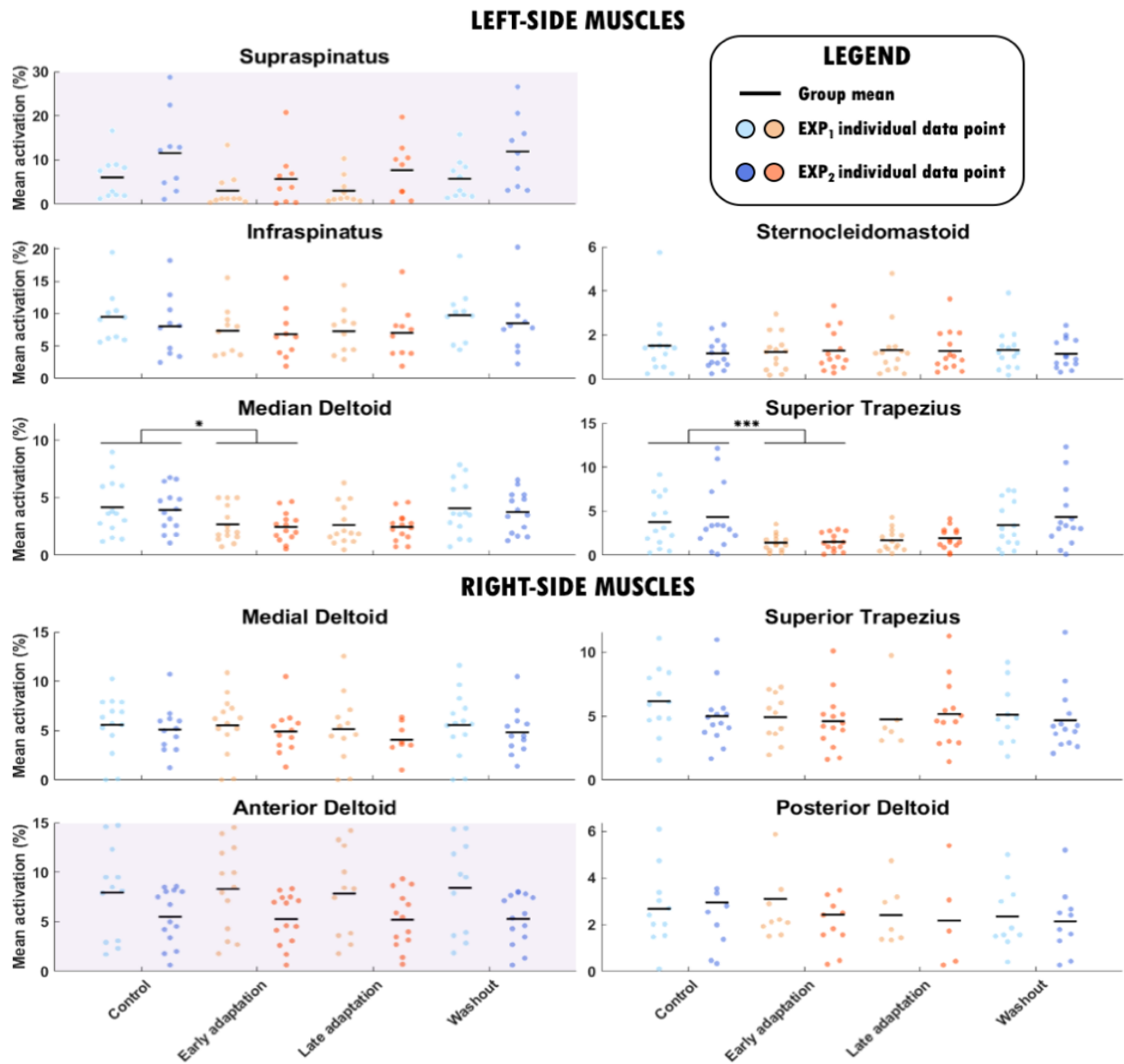
#### 3.3.2.2 Cosine similarity

Linear mixed model analysis (**Table 3**) revealed that cosine similarity of EMG activations between the *REF* block and *Control*, *Early adaptation*, *Late adaptation*, and *Washout* blocks was significantly lower during EXP<sub>1</sub> than EXP<sub>2</sub> for left infraspinatus (**Figure 17**). *Block* effect was significant for left infraspinatus, medial deltoid, and right superior trapezius. Post-hoc comparisons revealed that cosine similarity between the *REF* block and *Control*, *Early adaptation*, *Late adaptation*, and *Washout* blocks was significantly lower during *Early adaptation* than *Control* for left medial deltoid, with a very large effect size ( $d = 1.25$ ).

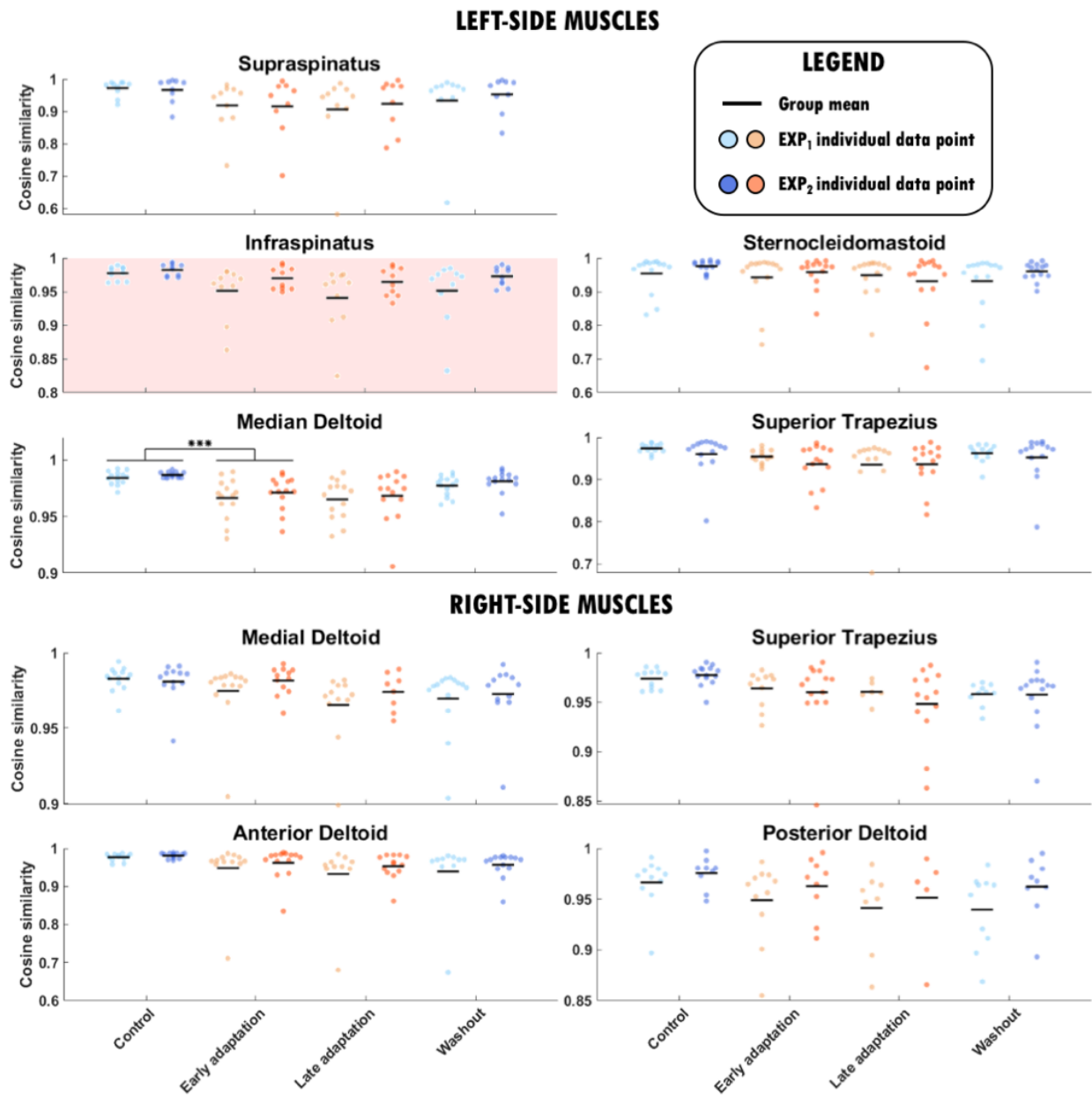
**Table 3.** *p*-values of *EXP\*Block* linear mixed model analyses of mean activations and cosine similarity of EMG activations for all muscles. Significant *p*-values (Cohen’s *d*) are highlighted in grey ( $p < 0.05$ ).

MUSCLES		MEAN ACTIVATIONS						COSINE SIMILARITY					
		Linear Mixed Model			Post-Hoc Block Comparisons			Linear Mixed Model			Post-Hoc Block Comparisons		
		EXP*Block Interaction	EXP	Block	Control VS Early adaptation	Early VS Late adaptation	Control VS Washout	EXP*Block Interaction	EXP	Block	Control VS Early adaptation	Early VS Late adaptation	Control VS Washout
LEFT SIDE	Supraspinatus	0.8276	0.0012	0.0503	0.1716 (1.03)	1.0000 (0.41)	1.0000 (0.01)	0.9456	0.7105	0.1438			
	Infraspinatus	0.9670	0.3662	0.2931				0.7532	0.0116	0.0359	0.2688 (0.80)	1.0000 (0.62)	0.3815 (0.59)
	Sternocleidomastoid	0.8621	0.4935	0.9777				0.2939	0.2939	0.4724			
	Superior trapezius	0.9237	0.3281	<.0001	0.0008 (0.93)	1.0000 (0.73)	1.0000 (0.23)	0.8922	0.2550	0.0762			
	Medial deltoid	0.9986	0.4949	0.0011	0.0177 (1.13)	1.0000 (0.08)	1.0000 (0.29)	0.9925	0.1743	<.0001	0.0001 (1.25)	1.0000 (0.28)	0.5353 (0.78)
RIGHT SIDE	Superior trapezius	0.7655	0.4634	0.6174				0.7756	0.5412	0.0241	0.3115 (0.50)	1.0000 (0.50)	0.0779 (0.75)
	Anterior deltoid	0.9848	0.0002	0.9897				0.9506	0.1959	0.0985			
	Medial deltoid	0.9870	0.2099	0.8434				0.7314	0.2490	0.0595			
	Posterior deltoid	0.8568	0.6082	0.6429				0.9247	0.0898	0.1597			





**Figure 16.** Group mean and participants' individual values of EMG activation levels of left (top) and right (bottom) muscles for *Control*, *Early adaptation*, *Late adaptation* and *Washout* blocks for EXP<sub>1</sub> and EXP<sub>2</sub>. *Notes.* Significant *EXP* effects are shown with light purple ( $p \leq 0.001$ ) subplot backgrounds, while significant block differences are indicated with single and triple asterisks for  $p \leq 0.05$  and  $p \leq 0.001$ , respectively.



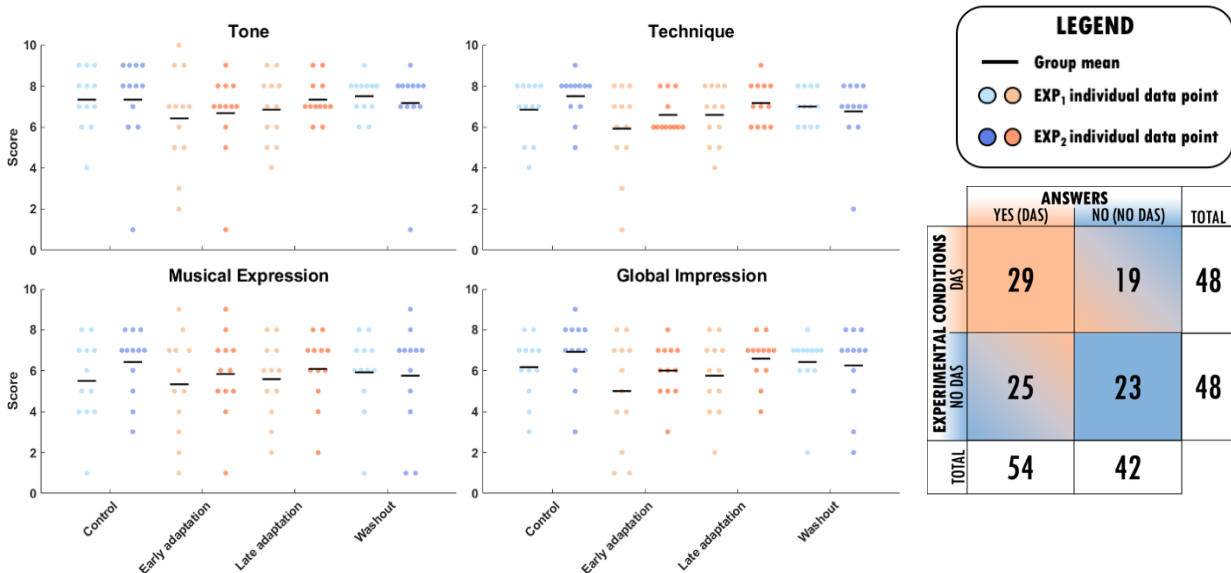
**Figure 17.** Group mean and participants' individual values of cosine similarity of EMG activations of left (top) and right (bottom) muscles between *REF* and *Control*, *Early adaptation*, *Late adaptation* and *Washout* blocks for EXP<sub>1</sub> and EXP<sub>2</sub>. *Notes.* Significant *EXP* effect is shown with a light red ( $p \leq 0.01$ ) subplot background, while significant block differences are indicated with triple asterisks for  $p \leq 0.001$ .

### 3.3.3 Musical performance

Twelve out of the fifteen participants completed the self-assessment of musical performance. Linear mixed model analysis revealed that there was no effects of *EXP* or *Block* for neither tone, technique, musical expression, nor global impression (Table 4, Figure 18 A). Fisher’s exact test revealed that frequencies of correct (52/96) and wrong (44/96) answers to the question “Do you think that you were using the mobility assistive device for this recording?” were not significantly different ( $p = 0.3058$ ) with a sensitivity and specificity of 0.60 % and 0.48 %, respectively (Figure 18 B).

**Table 4.** *p*-values of *EXP\*Block* linear mixed model analyses of self-attributed musical performance scores.

ADJUDICATION CRITERIA	SCORES		
	Linear Mixed Model		
	EXP*Block Interaction	EXP	Block
Tone	0.8724	0.7778	0.3837
Technique	0.5939	0.1400	0.1342
Musical expression	0.8379	0.3021	0.9363
Global impression	0.6536	0.0928	0.1937



**Figure 18. A.** Group mean and participants’ individual self-assessed musical performance scores (/10) for tone, technique, musical expression, and global impression for *Control*, *Early*

*adaptation*, *Late adaptation*, and *Washout* blocks for EXP<sub>1</sub> and EXP<sub>2</sub>. **B.** Count of participants' answers to the question "Do you think that you were using the mobility assistive device for this recording?" for DAS and no-DAS conditions.

### 3.4 Discussion

To the best of our knowledge, this study is the first to assess motor adaptation to a mobility assistive device for a motor task as highly specialized as violin playing. Our results revealed that DAS perturbed user kinematics but that cosine similarity of joint angles and EMG activations remained very strong. EMG activity levels were either similar or reduced with DAS. Finally, analysis of the blind self-assessment of musical performance revealed that violinists rated their performances similarly with and without DAS and were unable to discriminate between playing with and without the device. These findings shed light on the possible use of DAS in a musical and occupational setting, and are encouraging for the investigation of its role in limiting muscle fatigue accumulation in professional violinists.

#### 3.4.1 Motor adaptation to dynamic assistive support

Performing a task in a new dynamic environment leads to a mismatch between predicted sensory feedback and actual feedback (Ito, 2000; Shadmehr & Mussa-Ivaldi, 1994; Synofzik, Thier, & Lindner, 2006). This mismatch typically perturbs participants' movements and leads to performance errors (Ito, 2000; Shadmehr & Mussa-Ivaldi, 1994). Here, introducing DAS increased RMSE during *Early adaptation* indicating that participants' movements were perturbed. This perturbation not only affected all left-side degrees of freedom (scapula, arm, forearm, and hand) where DAS was applied but also the right scapula. Considering that no assistance was provided on that side, perturbation observed at the right scapula might be resulting from changes in left upper-limb kinematics as both limbs coordinate to play and form a closed kinematic loop via the bow-violin interface. To minimize prediction errors caused by motor perturbations, participants must update their internal models via a process called adaptation (Shadmehr & Mussa-Ivaldi, 1994). This phenomenon takes place upon repeated exposure to the perturbation (Imamizu et al., 2000; Scalona et al., 2018; Shadmehr & Mussa-Ivaldi, 1994; Synofzik et al., 2006) and thus we had hypothesised that violinists would adapt to DAS after repeating the excerpt 50 times. Despite our expectations, post-hoc comparisons between *Early* and *Late adaptation* revealed that RMSE of the left upper limb did not significantly decrease throughout adaptation. RMSE measured during the

adaptation condition even increased for right scapula downward rotation and arm elevation, which were not perturbed in *Early adaptation*. A crucial element for updating internal models is the detection of errors (Ito, 2000; Shadmehr & Mussa-Ivaldi, 1994; Synofzik et al., 2006). In our study, participants received both proprioceptive and auditory feedbacks of their musical performances. Violinists were however instructed to play the excerpt as accurately as possible from a musical standpoint and no instruction was given regarding motor patterns. To achieve this goal (i.e. play the excerpt correctly), violinists had to rely on auditory feedback. Results however showed no *Block* or *EXP* effects on the musical criteria evaluated and Fisher's exact test revealed that violinists were unable to discriminate between playing with or without DAS. Therefore, we suggest that the absence of RMSE reduction during the adaptation period reflects the lack of predicted auditory feedback errors required to drive motor adaptation.

Even though we did not observe a decrease in RMSE during the adaptation condition, some sort of motor adaptation may have occurred. Indeed, RMSE was greater during *Washout* than *Control* for left elbow flexion and right scapula retraction, which had previously been perturbed by DAS. Greater RMSE during *Washout* might be interpreted as aftereffects. The presence of aftereffects would indicate that violinists' internal models were updated during the adaptation condition and that motor adaptation did occur (Shadmehr & Mussa-Ivaldi, 1994). In fact, Klassen, Tong, and Flanagan (2005) showed that reduced performance errors throughout adaptation were not mandatory for participants to adapt to a force field as shown by the presence of aftereffects and retention on the next day. In addition to aftereffects, violinists in our study displayed better performance during *EXP*<sub>2</sub>, as shown by the significant RMSE decrease for the left scapula retraction, right elbow flexion, wrist flexion and adduction. Significant *EXP* effect might indicate savings, making DAS-resulting posture during *EXP*<sub>2</sub> closer to the *REF* than *EXP*<sub>1</sub>. These results may indicate selective motor adaptation of some degrees of freedom.

Despite motor perturbation caused by DAS, our results suggest that expert violinists can maintain their musical performances despite changing instrument setups, i.e. DAS *versus* no DAS, indicating that professional musicians could alternate between rehearsing with assistance to playing a concert assistance-free without detrimental effects to their performances. Maintenance of musical performance despite different instrumental setups had already been observed with the introduction of shoulder rests—which elevate the violin (Rabuffetti et al., 2007). Indeed, Rabuffetti et al. (2007)

found that expert violinists could play scales with no and different heights of shoulder rests, without affecting sound quality (Rabuffetti et al., 2007). Increasing shoulder-rest height significantly changed left shoulder flexion and internal rotation, elbow flexion, forearm pronation, and wrist ulnar rotation, without perturbing right-side kinematics (Rabuffetti et al., 2007). In agreement with their results, we state that expert violinists' sound production techniques were preserved despite upper-limb kinematic changes induced by DAS. Ability to sustain musical performance may come from the intrinsic motor variability displayed by experts completing a repetitive task, as is the case in our study (Bartlett, Wheat, & Robins, 2007; Srinivasan & Mathiassen, 2012). Motor variability is often displayed by experts and can serve several purposes (Bartlett et al., 2007; Konczak, Vander Velden, & Jaeger, 2009; Srinivasan & Mathiassen, 2012). One can be to not overload musculoskeletal structures during repetitive motion and thus is thought to protect from injuries (Bartlett et al., 2007; Srinivasan & Mathiassen, 2012). Another, which is specific to music, allows musicians to express a single note in a myriad of ways, conveying different emotions (Konczak et al., 2009). In our study, cosine similarity analyses revealed that violinists overall motor and EMG activation patterns remained similar across the different conditions. Indeed, similarity between *REF* and *Control*, *Early adaptation*, *Late adaptation*, and *Washout* blocks remained strong for both joint angles and EMG activations. Post-hoc comparisons of joint angles did show a weaker similarity during *Early adaptation* than *Control* for left wrist flexion and adduction but these differences were driven by a few participants only (mean range: 0.85-0.90). As for post-hoc comparisons of EMG activations, they revealed that cosine similarity was weaker during *Early adaptation* than *Control* for the left medial deltoid, though it remained strong ( $> 0.95$ ). As cosine similarity was strong across conditions for all degrees of freedom and muscles, we suggest that its values reflect subtle motor variability. Additionally, DAS decreased left external rotation, which has been linked to playing-related musculoskeletal disorders (Mizrahi, 2020). DAS-resulting limb configuration thus might be helpful in preventing injuries.

### **3.4.2 Reduced muscle activations with dynamic assistive support**

Passive upper-extremity exoskeletons and mobility assistive devices have been shown to reduce muscle activations of the deltoid and/or trapezius during occupational tasks (Hall & Crouch, 2020; Huysamen et al., 2018; Iranzo et al., 2020; Kim et al., 2018; Maurice et al., 2020; Schmalz et al., 2019; Van Engelhoven et al., 2019). Our results extend this finding to violin playing, which involves tridimensional motion, bilateral coordination, and fine and rapid motor skills, and adds to

it by showing that reduced activations with assistance can remain low overtime. Post-hoc comparisons between *Early* and *Late adaptation* were indeed not significant, indicating that left medial deltoid and superior trapezius activations remained similar throughout the adaptation condition, which lasted almost 11 minutes. Interestingly, decreased medial deltoid and upper trapezius activations occurred while violinists had their left scapulae less downwardly rotated and left arms more elevated. Without DAS, these joint actions would have required greater muscle activations (McKinley et al., 2015). As this was not the case, we can suggest that reduced muscle activations were due directly to DAS support. Similar results were observed for the supraspinatus though *Block* effect was only marginally significant and post-hoc comparisons were inconclusive. Although our results are not sufficient to draw conclusions on the possible effects of DAS on muscle fatigue, the decrease in some muscles' activities are promising. Future studies should investigate effect of passive assistance on muscle fatigue as it may have implications for playing-related injury prevention.

### 3.4.3 Limitations

The duration of the selected musical excerpt, which reduced the possible number of times played per condition, constitutes a limit of our work. Indeed, tasks used in motor adaptation studies typically last less than 13 seconds and more trials are completed during the adaptation period, from 80 up to 1000, *versus* 50 in our study (Izawa & Shadmehr, 2011; Kitago et al., 2013; Pekny, Criscimagna-Hemminger, & Shadmehr, 2011; Scalona et al., 2018; Shadmehr & Mussa-Ivaldi, 1994). Huberdeau et al. (2015) however showed that 10 trials could be enough to elicit motor adaptation. Moreover, proper assessment of savings would have required that participants do not play their instruments in-between EXP<sub>1</sub> and EXP<sub>2</sub>, as performing the evaluated task without perturbation in-between experiments could prevent formation of savings (Kitago et al., 2013). However, it would have been impossible to recruit professional violinists under such experimental constraints. Finally, only 12 out of the 15 participants completed the blind self-assessment of musical performance, nonetheless representing a high retention rate (80%) considering that this experimental condition was completed 9-12 months after laboratory testing.

### 3.4.4 Conclusion

Analysis of RMSE during *Control*, *Early adaptation*, *Late adaptation*, and *Washout* revealed only very selective motor adaptation to the motor perturbation caused by DAS. Since

musical performance remained similar across conditions, musicians lacked the predicted auditory feedback errors required to adjust their internal models and adapt to DAS. Despite increased RMSE with DAS, joint angles and EMG activity remained strongly similar with and without assistance. Furthermore, the decrease in mean activations of the left anterior deltoid and superior trapezius make DAS a promising tool for limiting muscle fatigue accumulation and might prevent playing-related injuries. We recommend that future studies investigating effects of assistance on muscle fatigue use a passive device as they are much more affordable (Hall & Crouch, 2020; Nelson et al., 2020) than their motorized counterparts. Indeed, musicians often face precarious situations (Hill, 2019; Zaza, 1998). Finally, expert violinists were unable to differentiate excerpts played with and without DAS, an important finding that could prompt professional musicians to use assistance in their work environments.



## **4 Chapitre 4 – Discussion générale et perspectives**

L'objectif de ce projet de maîtrise était d'évaluer l'adaptation motrice à un dispositif d'assistance au mouvement, à travers une analyse de la cinématique, des activations musculaires et de la performance musicale de violonistes experts. Nous n'avons observé aucune diminution de l'erreur angulaire (erreur RMS, soit RMSE, de la différence entre les angles articulaires d'une position de référence et ceux mesurés lors des conditions expérimentales) avec le dispositif d'assistance au mouvement à la fin de la condition d'adaptation. L'augmentation de la RMSE pour certains degrés de liberté après que le dispositif ait été retiré ainsi que la réduction de la RMSE une semaine plus tard suggèrent cependant qu'une forme d'adaptation motrice a eu lieu. Quant aux valeurs de similarité cosinus des angles articulaires et des activations musculaires, elles sont restées très hautes au cours des conditions expérimentales, indiquant une très grande similarité entre le patron moteur de référence et celui du début et de la fin de l'adaptation. En outre, l'analyse de la performance musicale a révélé que le dispositif d'assistance au mouvement n'affectait pas la perception du son produit par les participants, empêchant potentiellement la modification du modèle interne. Enfin, la diminution des activations musculaires avec le dispositif semble prometteuse quant au ralentissement du développement de la fatigue musculaire pendant le jeu.

Ce quatrième chapitre débutera avec une discussion de nos résultats, en lien avec les processus de l'adaptation motrice, tels que la modification du modèle interne (section 4.1). Nous introduirons ensuite le concept de variabilité motrice, en lien notamment avec l'expertise, afin d'expliquer une partie de nos résultats (section 4.2). Nous discuterons ensuite des résultats portant sur les activations musculaires (section 4.3). Finalement, nous positionnerons notre étude par rapport à la littérature existante en mentionnant ses forces mais également ses limites (section 4.4). Le chapitre se conclura avec les perspectives qu'offre ce projet de maîtrise (section 4.5).

### **4.1 Adaptation motrice**

La revue de la littérature (section 2.3) nous a permis de mieux comprendre les processus impliqués dans l'adaptation motrice à un changement environnemental, tels que l'application d'une force sur le membre supérieur. Les études antérieures ont montré que la répétition d'une tâche dans un environnement modifié entraînait une adaptation motrice. La majorité de ces études quantifie

l'adaptation motrice à l'aide de variables cinématiques, telles que l'erreur angulaire ou la trajectoire de l'effecteur (Perich et al., 2018; Shadmehr & Mussa-Ivaldi, 1994). Nous avons opté pour une mesure d'erreur angulaire des articulations (RMSE), calculée à partir d'une position de référence, tel que l'ont fait Bouffard et al. (2018). Lors d'une tâche de locomotion, ces derniers ont appliqué une perturbation à la cheville de participants et mesuré l'évolution de l'erreur angulaire de l'articulation. Les auteurs ont constaté une diminution de l'erreur angulaire de la cheville au cours d'une phase d'adaptation. Ainsi, nous avons émis l'hypothèse que la cinématique articulaire des membres supérieurs de violonistes experts serait perturbée par la force antigravitationnelle exercée par le dispositif d'assistant au mouvement mais que ces derniers s'adaptent à la perturbation en y étant exposés de manière répétitive.

Les participants de notre étude ont joué une séquence musicale de 13 secondes en boucle lors de trois conditions expérimentales : contrôle (sans dispositif), adaptation (avec dispositif), post-adaptation (sans dispositif). Afin de répondre à notre hypothèse, nous avons, entre autres, mesuré la RMSE de tous les DDL des membres supérieurs au cours des trois conditions. L'augmentation de la RMSE au début de la condition d'adaptation nous a permis de valider que l'introduction du dispositif perturbe la cinématique articulaire de tous les DDL du membre supérieur gauche des violonistes, ainsi que la rotation interne et la rétraction de la scapula droite. En revanche, aucune diminution de la RMSE n'a été observée entre le début et la fin de la condition d'adaptation pour ces DDL. La présence de perturbations post-effet et de la rétention motrice évaluée une semaine plus tard semble indiquer qu'une adaptation motrice sélective a eu lieu pour un nombre limité de degrés de liberté.

Dans les études citées dans la revue de la littérature sur l'adaptation motrice (section 2.3), la performance est intrinsèquement liée à la cinématique. En effet, lors de tâches de pointage par exemple, les participants doivent atteindre une cible en déplaçant un curseur ou un manipulandum (Huberdeau et al., 2015; Shadmehr & Mussa-Ivaldi, 1994). Lorsque le champ de force est appliqué, le participant se sert essentiellement d'un retour visuel qui reflète la cinématique de son effecteur pour dévier la trajectoire de sa main et améliorer sa performance. Dans notre cas cependant, l'instruction donnée aux participants était de jouer correctement la séquence musicale. L'intention permettant de générer la commande motrice était donc probablement davantage liée à l'audition ou performance musicale qu'à la proprioception, qui aurait peut-être entraîné une adaptation

cinématique. D'ailleurs, la redondance des DDL offre une multitude de solutions au musicien pour jouer ses notes. Ainsi, il est peu probable que l'erreur de prédiction de la cinématique articulaire ait guidé l'ajustement du modèle interne. À l'inverse, il est possible que les musiciens aient utilisé le retour de leur performance musicale pour s'adapter au dispositif. L'analyse de la performance musicale a cependant montré que l'intonation, la technique, l'expression musicale et l'impression globale n'ont pas été affectées par le dispositif d'assistance au mouvement. Ainsi, l'erreur de prédiction était possiblement nulle, ne permettant pas d'ajuster le modèle interne des participants. En somme, l'adaptation limitée de la cinématique articulaire des participants à la perturbation créée par le dispositif d'assistance au mouvement était probablement due à une performance musicale inchangée. Cependant, l'analyse de la performance musicale montre que des musiciens experts sont capables de jouer avec un dispositif d'assistance au mouvement probablement grâce à leur variabilité motrice.

## **4.2 Variabilité motrice**

On dit qu'environ 10 000 heures ou 10 ans de pratique intense sont nécessaires afin de devenir expert. Les experts se démarquent des novices lorsqu'ils complètent des tâches répétitives, telles que réalisées dans notre étude. En effet, les experts font preuve d'une variabilité motrice qui est fonctionnelle lors de la répétition d'une tâche, alors que la variabilité des novices est considérée comme du bruit ou une erreur de mouvement (Bartlett et al., 2007; Srinivasan & Mathiassen, 2012). Ainsi, un expert peut maintenir un haut niveau de performance malgré sa variabilité alors que la variabilité du novice altérera sa performance. La « bonne » variabilité des experts sert plusieurs fonctions. Par exemple, elle protège des blessures en empêchant la surutilisation des structures musculo-squelettiques lors de tâches répétitives (Bartlett et al., 2007; Srinivasan & Mathiassen, 2012). En musique, la variabilité motrice permet également aux musiciens de jouer une même note d'une multitude de façons, leur permettant entre autres d'exprimer diverses émotions (Konczak et al., 2009). En contrôle moteur, c'est cette variabilité qui permet de maintenir un niveau de performance malgré les perturbations environnementales (Bartlett et al., 2007; Srinivasan & Mathiassen, 2012), par exemple lorsque nous marchons et rencontrons un obstacle.

Au violon, Konczak et al. (2009) ont montré que le jeu des experts était caractérisé par une diminution de la variabilité des mouvements d'archet mais que la cinématique articulaire des DDL du musicien restait variable. Ils suggèrent que les experts bloquent certains DDL (DDL de l'archet)

mais en laissent d'autres libres afin d'atteindre un niveau de performance optimal. Dans l'étude de Rabuffetti et al. (2007), la cinématique articulaire des membres supérieurs de violonistes experts a été évaluée pour différentes hauteurs d'épaulières. L'augmentation de la hauteur d'épaulière entraînait un changement significatif de la cinématique articulaire des DDL gauches, tels que la flexion et la rotation interne de l'épaule, la flexion du coude, la pronation-supination de l'articulation radio-ulnaire et la déviation ulnaire du poignet. Malgré ces modifications du patron moteur, les auteurs rapportent que la qualité du son des violonistes n'était pas affectée. Selon eux, la qualité du son dépend essentiellement du bras d'archet, dont la cinématique est restée similaire dans les différentes conditions de hauteurs d'épaulières. Ainsi, la variabilité motrice des violonistes experts leur permet de maintenir un haut niveau de performance lorsque la cinématique du membre supérieur gauche est perturbée car le bras d'archet n'est pas affecté. Dans notre étude, le dispositif d'assistance au mouvement a essentiellement modifié la cinématique des DDL gauches. À l'instar de Rabuffetti et al. (2007), nous avons observé un maintien de la performance musicale malgré l'utilisation d'un dispositif d'assistance au mouvement. Nous concluons que les violonistes experts sont capables de maintenir un haut niveau de performance malgré une configuration articulaire du membre supérieur gauche modifiée. L'implantation d'un dispositif d'assistance au mouvement chez les violonistes est donc possible.

### **4.3 Activité musculaire**

Les études réalisées dans le milieu industriel ont montré que les dispositifs passifs d'assistance au mouvement pour les membres supérieurs réduisaient les activations musculaires des muscles agonistes de l'élévation du bras (p. ex. deltoïde antérieur) mais augmentaient l'activation des muscles antagonistes, tels que le triceps brachial (Iranzo et al., 2020; Kim et al., 2018; Theurel et al., 2018; Van Engelhoven et al., 2019; Xiloyannis et al., 2019). Dans notre étude, l'utilisation du dispositif d'assistance n'a entraîné aucune augmentation des activations musculaires enregistrées. Nous n'avons cependant pas enregistré l'activité du triceps brachial gauche, ce qui constitue une limite de nos travaux. À l'instar des études citées, nous avons observé une diminution de l'activité du deltoïde médian et du trapèze supérieur gauches avec le dispositif d'assistance au mouvement. Contrairement aux études antérieures cependant, notre tâche nécessitait un contrôle moteur fin et de faibles activations musculaires (< 10% de l'activité maximale dans la condition de contrôle). Ainsi, nous pouvons étendre les résultats des études

réalisées dans le milieu industriel pour inclure les tâches de grande précision à faible charge, nécessitant une coordination bilatérale ainsi que des mouvements fins et rapides. Par ailleurs, notre étude fait partie des premières à avoir évalué l'effet d'un dispositif d'assistance au mouvement sur une période relativement longue et sans interruptions. En effet, la condition d'adaptation durait près de 11 minutes et les musiciens ont joué sans s'arrêter. Nous n'avons observé aucune différence significative entre les activations musculaires du début et de la fin de la condition d'adaptation, indiquant que l'activité du deltoïde médian et du trapèze supérieur est restée plus basse avec le dispositif que sans. Ces résultats sont prometteurs quant à l'utilisation du dispositif pour ralentir le développement de la fatigue musculaire et ainsi prévenir les PRMD. Ce dernier point sera largement discuté à la section 4.5 de ce chapitre, consacrée aux perspectives de ce projet de maîtrise.

## **4.4 Positionnement de l'étude dans la littérature**

Les deux premiers chapitres de ce mémoire ont mis en évidence certaines lacunes des études réalisées en santé du musicien, dont particulièrement sur le violoniste. Nous avons notamment mentionné des lacunes méthodologiques. Ainsi, nous souhaitons réaliser une étude utilisant des outils de collecte de données à la fine pointe de la technologie, en respectant les dernières recommandations en termes de traitement et d'analyse de données cinématiques et EMG. Nous consacrerons une partie de cette section aux forces que présente notre étude comparativement à celles réalisées en santé du violoniste (sous-section 4.4.1). Par ailleurs, notre étude est, à notre connaissance, la première à avoir évalué l'adaptation motrice à une perturbation dynamique pour une tâche aussi complexe que le jeu au violon. Bien qu'étant une force, l'originalité de notre étude présente des limites non-négligeables que nous présenterons dans une deuxième sous-section (4.4.2). Ces limites portent essentiellement sur le protocole utilisé pour évaluer l'adaptation motrice.

### **4.4.1 Forces**

Les interventions ergonomiques chez le violoniste ont été très peu étudiées alors que la population d'intérêt est particulièrement à risque des PRMD (Chi et al., 2020). En outre, les méthodologies variables des études qui se sont intéressées à cette problématique peuvent être contestables (Chi et al., 2020). Le traitement, l'analyse et l'interprétation de l'EMG figurent parmi les limites principales de ces études. Les études de Levy et al. (1992) et de Rabuffetti et al. (2007)

ont toutes deux évalué l'effet de différentes hauteurs d'épaulières sur les activations des muscles du cou et de l'épaule. Les auteurs n'ont cependant donné presque aucune information sur le traitement de leurs données et les résultats présentés semblent être inférés à partir de signaux bruts. Certains facteurs peuvent cependant entraver la qualité du signal EMG enregistré, tels que nous l'avons exposé dans notre revue de littérature (sous-section **2.1.3.2**). Ces facteurs nécessitent que les signaux EMG soient traités au préalable d'être analysés, notamment via l'application de filtres passe-bande, coupe-bande, et passe-bas ainsi que le redressement du signal (Clancy, Morin, & Merletti, 2002). Par ailleurs, il est préférable de normaliser le signal EMG d'un muscle donné par son activité maximale (Clancy et al., 2002). Les données normalisées permettent de comparer les activités musculaires inter-participants et inter-conditions expérimentales. Dans le cas où les données sont collectées sur plusieurs jours, comme pour notre étude, les comparaisons intra-participant nécessitent également que le signal soit préalablement normalisé. Enfin, la normalisation du signal permet d'exprimer l'activité musculaire comme un pourcentage de l'activité maximale, ce qui facilite l'interprétation des résultats. Si l'utilisation de l'EMG est souvent contestable dans la littérature en santé du musicien, les études sur les dispositifs d'assistance au mouvement citées peuvent présenter également certaines limites. Par exemple, Hall and Crouch (2020) ont enregistré l'activité des muscles de la coiffe des rotateurs (infra-épineux et supra-épineux) en utilisant l'EMG de surface plutôt qu'intramusculaire. Cette méthode d'enregistrement est problématique d'une part car les structures musculo-tendineuses des trapèzes et du deltoïde postérieur (**Figure 4**) recouvrent ces muscles lors de certains mouvements de bras et d'autre part car le tissu cutané recouvrant la scapula ne suit pas les mouvements des muscles qui s'y attachent. La section consacrée à la méthodologie de notre étude (section **3.2**) détaille clairement la collecte et le traitement de nos données EMG. Une description des contractions maximales volontaires réalisées est également disponible, rendant notre travail reproductible.

Une force importante de notre étude repose sur les conditions quasi-écologiques dans lesquelles notre protocole a été réalisé. D'abord nous avons utilisé des outils de collecte de données sans fil, ne limitant ni les mouvements ni l'expression musicale des participants. En effet, les technologies filaires sont souvent utilisées, notamment pour l'enregistrement de l'EMG, bien qu'elles contraignent davantage le mouvement. Ensuite, la tâche réalisée était pertinente pour la population ciblée par notre projet. En effet, nous avons choisi un extrait de la 9<sup>ème</sup> Symphonie de Beethoven qui reflète bien le répertoire des musiciens d'orchestre. En outre, le morceau choisi

nécessitait que les musiciens se déplacent sur le manche de l'instrument, tant sur sa longueur (changements de positions via les démanchés) que sur sa hauteur (changements de cordes). Dans la plupart de études ayant évalué la cinématique et/ou les activations musculaires des violonistes, les participants devaient jouer des gammes, un exercice particulièrement contraint pour lequel il est difficile d'évaluer la qualité du jeu et donc pas toujours pertinent pour comparer différentes interventions ergonomiques, telles que les hauteurs d'épaulières.

En somme, l'originalité de notre étude et la rigueur méthodologique dont nous avons fait preuve pour collecter, traiter et analyser nos données sont des points forts de notre étude. Nous avons par ailleurs largement détaillé notre méthodologie dans l'article soumis, dans l'espoir d'améliorer la reproductibilité et la transparence des études dans le champ de la santé des musiciens. Malgré ses forces, notre étude n'est pas sans limites et nous les présentons dans la sous-section suivante.

#### **4.4.2 Limites**

Dans le Chapitre 3, nous avons mentionné certaines limites de notre étude (sous-section 3.4.3), concernant notamment le protocole utilisé pour évaluer une adaptation motrice. Nous avons bien entendu mentionné la durée de la tâche qui était environ de 13 secondes, alors que les processus d'adaptation peuvent être très rapides. Dans l'étude de Huberdeau et al. (2015), les participants se sont adaptés à une perturbation visuo-motrice lors d'une tâche de pointage après seulement une dizaine d'essais, dont la durée était de l'ordre du dixième de seconde. Dans le cas de notre étude, il est donc possible que l'adaptation se soit produite dès les premiers cycles de jeu et que les participants aient atteint un plateau de performance dès le début de la condition d'adaptation. Nous avons d'ailleurs comparé les RMSE des angles articulaires du premier et du deuxième cycle lors d'une analyse non-présentée dans ce mémoire et n'avons pas observé de différences significatives. Finalement, il aurait été possible de ne faire jouer que deux notes aux participants (une note de départ et une note cible) pour répliquer fidèlement les protocoles d'adaptation motrice décrits dans la littérature. Un tel protocole aurait cependant grandement limité les déplacements du violoniste sur le manche de l'instrument, ce qui ne nous aurait pas permis d'émettre des recommandations sur l'implantation du dispositif dans le milieu professionnel des violonistes.

La durée importante de la séquence de jeu (13 secondes) a également minimisé le nombre de répétitions possibles lors de la condition d'adaptation. Seules 50 répétitions ont été effectuées ici alors que le nombre d'essais réalisés lors de tâches de pointage se situe généralement entre 80 et 1000 (Izawa & Shadmehr, 2011; Kitago et al., 2013; Pekny et al., 2011; Scalona et al., 2018; Shadmehr & Mussa-Ivaldi, 1994). Cependant, tel que mentionné ci-dessus, l'étude de Huberdeau et al. (2015) a montré que 10 répétitions pouvaient être suffisantes pour observer une adaptation à une perturbation visuo-motrice. Par ailleurs, les participants de notre étude semblent avoir atteint un plateau de performance très rapidement, rendant une adaptation subséquente peu probable.

Lors de l'évaluation de l'adaptation motrice à un environnement dynamique modifié, les conditions expérimentales sont généralement réalisées avec une instrumentation identique. Ainsi, lors des conditions de contrôle et de post-adaptation des tâches de pointage par exemple, les participants continuent d'effectuer la tâche avec le manipulandum qui n'exerce plus de force sur le membre supérieur. Une limite de notre étude concerne donc notre décision de retirer intégralement le dispositif lors des conditions de contrôle et de post-adaptation plutôt que de garder le dispositif et d'en retirer l'assistance. La perturbation exercée sur le membre supérieur gauche des participants aurait ainsi seulement reflété la force antigravitationnelle du dispositif et non le dispositif en tant que tel. Ce protocole expérimental aurait cependant nécessité un dispositif actif plus coûteux et contraignant. En effet, les dispositifs passifs étant équipé de ressorts, la résistance ne peut être complètement nulle. Par ailleurs, nous nous intéressons à la faisabilité de passer d'une pratique de jeu « normale » à une pratique assistée pour le violoniste. Ce paramètre était important quant à l'implantation future du dispositif dans la sphère musicale.

La rétention d'une adaptation motrice, aussi appelée *savings*, a été mesurée quelques minutes, une journée ou une semaine après l'exposition initiale à la perturbation (Bastian, 2008). En revanche, la condition de réadaptation des participants d'un même groupe se fait toujours après un intervalle de temps équivalent. La dernière limite que nous souhaitons mentionner concerne donc l'évaluation de la réadaptation (EXP<sub>2</sub>). En effet, le nombre de jours entre EXP<sub>1</sub> et EXP<sub>2</sub> n'était pas le même pour tous les participants, variant de 3 à 14 ( $6.1 \pm 2.7$  jours). Par ailleurs, cela signifie que les participants ont plus ou moins joué de leur instrument sans le dispositif entre l'adaptation initiale et la réadaptation. Or, jouer du violon sans perturbation entre EXP<sub>1</sub> et EXP<sub>2</sub> a potentiellement eu un effet sur la réadaptation. Kitago et al. (2013) ont montré que la réalisation de



200 essais de pointage sans perturbation après s'être adapté à une perturbation visuo-motrice n'entraînait pas une réadaptation plus rapide une fois réexposé à la perturbation. En revanche, le seul passage du temps (12 minutes sans pointage) entraînait une réadaptation plus rapide. Il est donc possible que le nombre de jours entre EXP<sub>1</sub> et EXP<sub>2</sub> ait empêché la formation de *savings*. Cependant, les violonistes recrutés pour notre étude étaient majoritairement des musiciens professionnels employés dans des orchestres ou des étudiants de cycles supérieurs en interprétation musicale avec de nombreuses contraintes d'emploi du temps. Ainsi, nous n'aurions pas pu recruter de musiciens avec une telle expertise en si grand nombre si EXP<sub>1</sub> et EXP<sub>2</sub> avaient été réalisées à un jour d'écart sans pratique de l'instrument entre les deux.

En conclusion, les choix méthodologiques que nous avons faits présentent des limites importantes, pourtant inévitables pour maintenir un équilibre entre validité et pertinence de l'étude. Ces limites offrent néanmoins des perspectives potentielles pour de futurs travaux. Nous aurions pu explorer ces perspectives dans la section suivante de ce chapitre portant justement sur les perspectives du présent projet. Nous avons cependant préféré consacrer cette section aux perspectives en lien avec la fatigue musculaire, un des principaux facteurs de risque des PRMD.

## 4.5 Perspectives

Les résultats de ce projet de maîtrise montrent que les violonistes experts sont capables de jouer avec un dispositif d'assistance au mouvement sans que leur performance musicale en soit affectée. L'implantation du dispositif dans la sphère musicale semble donc envisageable. Par ailleurs, nous avons vu en Introduction que le facteur de risque principal des PRMD était l'accumulation de la fatigue musculaire. La Revue de littérature nous a ensuite appris que l'utilisation des dispositifs d'assistance au mouvement apportait une solution prometteuse dans le milieu industriel pour ralentir le développement de la fatigue lors de tâches nécessitant une élévation du bras. Avant de comparer le développement de la fatigue musculaire avec et sans dispositif d'assistance au mouvement pendant le jeu au violon, il était toutefois primordial de connaître les effets d'un tel dispositif sur la motricité et la performance musicale des musiciens. En effet, il n'était pas envisageable que les dispositifs d'assistance au mouvement soient adoptés par les violonistes s'ils impactaient négativement leur performance musicale, ce que nous avons testé et confirmé. Par ailleurs nous avons montré une diminution des activités musculaires du deltoïde médian et du trapèze supérieur gauches avec le dispositif. Les résultats que nous avons obtenus

nous permettent maintenant d'émettre des hypothèses quant à l'effet du dispositif d'assistance au mouvement sur le développement de la fatigue musculaire.

#### **4.5.1 Fatigue musculaire et troubles musculo-squelettiques**

L'hypothèse la plus répandue pour expliquer le développement des blessures musculo-squelettiques à la suite de tâches à faibles charges est l'hypothèse de Cendrillon (Hagg, 1991). Cette hypothèse fait référence aux fibres musculaires de Cendrillon, soit les fibres de type I qui produisent des contractions lentes et peu puissantes. En effet, lors de tâches répétitives à faibles charges, ce sont ces fibres musculaires qui sont recrutées les premières et en plus grandes quantités (Henneman, 1957). Comme les tâches sont répétées, les fibres de Cendrillon restent actives pendant des périodes prolongées. Ces fibres sont donc surutilisées malgré les faibles charges. En outre, le muscle ne pouvant pas se relâcher, la concentration des ions calciques et du lactate augmente et les structures des cellules musculaires sont endommagées (Lexell, 1993). Ces facteurs contribuent à l'accumulation de fatigue musculaire et peuvent donc entraîner des blessures musculo-squelettiques. L'utilisation d'un dispositif d'assistance au mouvement permettrait d'assister les fibres de Cendrillon qui seraient potentiellement moins sollicitées pour soutenir l'élévation du membre supérieur gauche et le violon des musiciens. Afin de vérifier cette hypothèse, il est nécessaire de comparer l'évolution de la fatigue musculaire au cours de conditions avec et sans dispositif d'assistance au mouvement. Différents outils peuvent être utilisés afin de l'évaluer. En biomécanique, les analyses EMG sont privilégiées et permettent de mettre en évidence la manifestation de fatigue musculaire. On peut également utiliser des variables subjectives complémentaires, telles que la perception à l'effort.

#### **4.5.2 Évaluer l'évolution de la fatigue musculaire**

##### **4.5.2.1 Électromyographie**

Les informations spatio-temporelles contenues dans le signal EMG sont souvent utilisées pour détecter la présence de fatigue musculaire de manière indirecte. Deux mesures sont essentiellement utilisées : la RMS et la fréquence médiane du signal. Comme vu précédemment (sous-section 2.1.3.2), la RMS reflète l'amplitude du signal EMG et indique ainsi le niveau d'activation du muscle. De nombreuses études ont associé l'augmentation de la RMS à l'accumulation de fatigue musculaire lors de tâches sous-maximales (Iranzo et al., 2020; Tesch,

Dudley, Duvoisin, Hather, & Harris, 1990). Le rationnel étant que lors d'une tâche prolongée sous-maximale, la quantité d'unités motrices recrutées augmente. Cependant, il a également été montré que la relation entre l'amplitude du signal et la force générée par le muscle était dépendante du protocole utilisé pour induire la fatigue (Dideriksen et al., 2010). Il est donc préférable d'utiliser d'autres variables, telles que la fréquence médiane du signal, pour détecter la présence de fatigue musculaire à partir de l'EMG.

La fréquence médiane a une relation linéaire avec la vitesse de propagation du potentielle d'action le long de la membrane de la cellule musculaire (Boyas & Guével, 2011; Farina, 2006). En présence de fatigue, la vitesse de propagation diminue et donc la fréquence médiane diminue également (Boyas & Guével, 2011). La diminution de la fréquence médiane est donc un indicateur typique de la manifestation de fatigue musculaire (Farina, 2006). Cette variable est calculée à partir du spectre fréquentiel du signal EMG et a par exemple été utilisée pour évaluer l'évolution de la fatigue musculaire des muscles de la coiffe des rotateurs lors de tâches dynamiques (Gaudet, Tremblay, & Dal Maso, 2018). En conclusion, bien que la fréquence médiane du signal EMG soit plus appropriée que la RMS pour détecter la présence de fatigue musculaire, elle reste une méthode de détection indirecte. Il est donc préférable de se baser sur plusieurs variables afin d'inférer la présence de fatigue. Les mesures EMG peuvent donc être combinées à des mesures subjectives, telles que la perception à l'effort.

#### **4.5.2.2 Perception de l'effort**

Pour les tâches qui nécessitent une faible production de force, la fatigue n'entraîne pas toujours une diminution de la force produite mais augmente cependant l'effort perçu (Jones & Hunter, 1983). L'échelle de Borg mesure l'effort perçu (ou RPE) de manière linéaire (Borg, 1982). En effet, cette échelle a été conçue afin de refléter l'augmentation linéaire de la consommation d'oxygène et de la fréquence cardiaque lors de l'augmentation de la charge de travail (p. ex. exercice sur ergomètre) (Borg, 1982). La version originale de cette échelle va donc de 6 (effort très, très faible) à 20 (effort très, très élevé) et reflète l'évolution de la fréquence cardiaque (Borg, 1982). Ainsi, un score de 13 sur l'échelle de Borg correspond à un effort « assez difficile », soit une fréquence cardiaque de ~130 battements par minute. Lors de l'évaluation de l'effort perçu de travailleurs pour des tâches professionnelles, l'échelle CR10 de Borg (**Figure 19**) est plus souvent utilisée car elle est plus intuitive, allant de 1 à 10 (Borg, 1998). Les scores de l'échelle CR10 de

Borg sont par ailleurs bien corrélés avec la concentration de lactate dans le sang, un biomarqueur de la fatigue neuromusculaire (Neely, Ljunggren, Sylven, & Borg, 1992) et la perception de l'effort est exacerbée en présence de fatigue (De Morree et al., 2012). Cette échelle a souvent été utilisée afin d'évaluer l'effort perçu lors de l'utilisation de dispositifs d'assistance au mouvement (Alabdulkarim et al., 2019; Kim et al., 2018; Theurel et al., 2018; Van Engelhoven et al., 2019).

<b>0</b>	<b>AUCUN EFFORT</b>
<b>1</b>	<b>TRÈS TRÈS FACILE</b>
<b>2</b>	<b>TRÈS FACILE</b>
<b>3</b>	<b>FACILE</b>
<b>4</b>	<b>EFFORT MODÉRÉ</b>
<b>5</b>	<b>MOYEN</b>
<b>6</b>	<b>UN PEU DIFFICILE</b>
<b>7</b>	<b>DIFFICILE</b>
<b>8</b>	<b>TRÈS DIFFICILE</b>
<b>9</b>	<b>TRÈS TRÈS DIFFICILE</b>
<b>10</b>	<b>MAXIMAL</b>

**Figure 19.** Représentation graphique de l'échelle CR10 de Borg.

### 4.5.3 Directions futures

La suite logique de nos travaux consiste à comparer l'évolution de la fatigue musculaire avec et sans dispositif d'assistance au mouvement. Nous faisons l'hypothèse que l'utilisation d'un dispositif d'assistance au mouvement ralentira le développement de la fatigue musculaire pendant le jeu, en particulier pour le deltoïde médian et le trapèze supérieur gauches puisque nous avons montré que le dispositif réduisait leur activation. Afin de répondre à cette hypothèse, nous avons collecté des données additionnelles afin d'évaluer la fatigue musculaire de violonistes experts avec et sans dispositif d'assistance au mouvement.

Les 15 participants recrutés pour l'étude présentée au **Chapitre 3** ont complété une tâche fatigante environ 30 minutes après avoir réalisé la condition de post-adaptation lors de EXP<sub>1</sub> et de EXP<sub>2</sub>. Cette tâche consistait à jouer des gammes de sol sur la corde de sol en boucle, avec la même instrumentation que celle présentée à la section **3.2.2** du Chapitre 3. Nous avons choisi l'exercice des gammes de sol car celui-ci requiert une posture particulièrement contraignante. En effet, cet exercice nécessite de garder les deux bras en élévation, induisant potentiellement une accumulation plus importante de la fatigue musculaire. La condition a été réalisée sans (EXP<sub>1</sub>) et avec (EXP<sub>2</sub>) le dispositif d'assistance au mouvement. Après chaque minute de jeu, nous avons demandé aux participants d'évaluer leur RPE en s'attribuant un score allant de 1 à 10. La condition prenait fin après 30 minutes de jeu ou quand le participant atteignait 8/10 sur l'échelle CR10 de Borg. Afin de répondre à notre hypothèse de recherche, nous analyserons la fréquence médiane des signaux EMG, le RPE et le temps de jeu avec et sans dispositif d'assistance au mouvement. Avec le dispositif, nous nous attendons à une durée de jeu plus longue, une moindre augmentation du RPE ainsi qu'une moindre diminution de la fréquence médiane des signaux EMG, notamment pour le deltoïde antérieur et le trapèze supérieur gauches qui étaient moins sollicités avec le dispositif.

L'utilisation d'un dispositif d'assistance au mouvement a le potentiel de ralentir l'apparition de la fatigue musculaire aux membres supérieurs et au cou et ainsi réduire la prévalence des blessures chez le violoniste professionnel. L'utilisation de cette technologie d'assistance permettrait de transformer les conditions de travail du musicien par un environnement sain où le risque de blessure serait amoindri ainsi que l'appréhension liée à la précarité de la profession. En outre, si les bienfaits d'une fatigue musculaire réduite chez le violoniste sont évidents, ils devraient également l'être pour les milieux académique, privé, et musical qui emploient des musiciens. Dans le cas de l'orchestre où le violon est l'instrument le plus présent, assurer la santé des musiciens implique une réussite des saisons musicales qui sont par ailleurs, de plus en plus longues. Notre étude pourrait ainsi permettre aux orchestres et autres milieux de maintenir en bonne santé leurs artistes et contribuer à l'essor d'une culture actuellement fragile. Après tout, nous avons tous besoin d'un peu de musique dans nos vies.



## 5 Chapitre 5 – Conclusion

L'objectif de ce projet de maîtrise était d'évaluer l'adaptation motrice de violonistes experts à un dispositif d'assistance au mouvement pour le membre supérieur gauche qui tient le violon. Nos sous-objectifs étaient les suivants : évaluer l'effet du dispositif sur la cinématique (**O1**), les activations musculaires (**O2**), et la performance musicale (**O3**) de violonistes experts.

**O1.** L'analyse des erreurs angulaires des articulations des membres supérieurs droit et gauche a montré que le dispositif d'assistance au mouvement perturbait la cinématique articulaire du côté gauche des violonistes experts. Par ailleurs, les participants n'ont montré qu'une adaptation partielle à la perturbation résultant de la force antigravitationnelle du dispositif. Cependant, l'analyse de la similarité cosinus des angles articulaires a montré que les patrons moteurs des violonistes restaient similaires avec et sans dispositif.

**O2.** L'analyse des activations musculaires a montré que le dispositif d'assistance au mouvement réduisait les activations musculaires du deltoïde médian et du trapèze supérieur gauches et que ces activations demeuraient basses tout au long de la condition d'adaptation (avec le dispositif).

**O3.** L'auto-évaluation de la performance musicale a montré que la performance musicale n'était pas significativement impactée par l'utilisation du dispositif d'assistance au mouvement. Par ailleurs, les violonistes experts de notre étude n'étaient pas capables de différencier les séquences musicales jouées avec et sans dispositif d'assistance au mouvement.

Les résultats de ce projet de maîtrise indiquent que l'utilisation d'un dispositif passif d'assistance au mouvement modifie la cinématique articulaire de violonistes experts. Pourtant, la performance musicale demeure similaire. Nous faisons l'hypothèse que la variabilité motrice des experts permet aux violonistes de jouer dans de multiples conditions de jeu, tout en maintenant un haut niveau de performance. La diminution des activations musculaires du deltoïde médian et du trapèze supérieur gauches est en outre prometteuse quant à l'utilisation du dispositif pour ralentir le développement de la fatigue musculaire et ainsi limiter les PRMD. Nos prochains travaux porteront sur l'effet du dispositif d'assistance au mouvement sur le développement de la fatigue musculaire de violonistes experts.





## Références bibliographiques

- Ackermann, B., & Adams, R. (2004). Perceptions of causes of performance-related injuries by music health experts and injured violinists. *Perceptual and Motor Skills, 99*(2). doi:10.2466/pms.99.2.669-678
- Ackermann, B., Adams, R., & 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. doi:10.1016/s0004-9514(14)60224-5
- Alabdulkarim, S., Kim, S., & Nussbaum, M. A. (2019). Effects of exoskeleton design and precision requirements on physical demands and quality in a simulated overhead drilling task. *Applied Ergonomics, 80*, 136-145. doi:10.1016/j.apergo.2019.05.014
- Bartlett, R., Wheat, J., & Robins, M. (2007). Is movement variability important for sports biomechanists? *Sports Biomechanics, 6*(2), 224-243. doi:10.1080/14763140701322994
- Basmajian, J. V. (1985). Muscle alive. *Muscle Interactions, 223-245*.
- Bastian, A. J. (2008). Understanding sensorimotor adaptation and learning for rehabilitation. *Current opinion in neurology, 21*(6), 628.
- Bjelland, J. C., & Freundlich, I. M. (1975). Radiology case of the month. Case number 5. *Arizona medicine, 32*(12), 961-962.
- Borg, G. A. V. (1982). Psychophysical bases of perceived exertion. *Medicine & Science in Sports and Exercise, 14*(5), 377-381.
- Borg, G. A. V. (1998). *Borg's perceived exertion and pain scales*. Champaign, IL: Human kinetics.
- Bouffard, J., Salomoni, S. E., Mercier, C., Tucker, K., Roy, J. S., van den Hoorn, W., . . . Bouyer, L. J. (2018). Effect of experimental muscle pain on the acquisition and retention of locomotor adaptation: Different motor strategies for a similar performance. *Journal of Neurophysiology, 119*(5), 1647-1657.
- Boyas, S., & Guével, A. (2011). Neuromuscular fatigue in healthy muscle: Underlying factors and adaptation mechanisms. *Annals of physical rehabilitation medicine, 54*(2), 88-108.
- Busque, M., Boucher, A., Lebeau, M., & Bastien, N. (2020). *Évolution des indicateurs annuels de lésions professionnelles indemnisées au Québec de 2012 à 2017*. Retrieved from Québec:
- Chi, J. Y., Halaki, M., & Ackermann, B. J. (2020). Ergonomics in violin and piano playing: A systematic review. *Applied Ergonomics, 88*, 103143. doi:10.1016/j.apergo.2020.103143

- Clancy, E. A., Morin, E. L., & Merletti, R. (2002). Sampling, noise-reduction and amplitude estimation issues in surface electromyography. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 12(1), 1-16.
- Cohen, J. (2013). *Statistical power analysis for the behavioral sciences*: Elsevier Science.
- Côté, J. N. (2014). Adaptations to neck/shoulder fatigue and injuries. In M. F. Levin (Ed.), *Progress in Motor Control* (Vol. 826, pp. 205-228): Springer, New York, NY.
- Dal Maso, F., Marion, P., & Begon, M. (2016). Optimal combinations of isometric normalization tests for the production of maximum voluntary activation of the shoulder muscles. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 97(9), 1542-1551 e1542. doi:10.1016/j.apmr.2015.12.024
- Davidson, P. R., & Wolpert, D. M. (2004). Scaling down motor memories: De-adaptation after motor learning. *Neuroscience Letters*, 370(2-3), 102-107.
- De Morree, H. M., Klein, C., & Marcora, S. M. (2012). Perception of effort reflects central motor command during movement execution. *Psychophysiology*, 49(9), 1242-1253.
- De Vries, A., & De Looze, M. (2019). The effect of arm support exoskeletons in realistic work activities: A review study. *Journal of Ergonomics*, 9(4). doi:10.35248/2165-7556.19.9.255
- Dideriksen, J. L., Farina, D., & Enoka, R. M. (2010). Influence of fatigue on the simulated relation between the amplitude of the surface electromyogram and muscle force. *Philosophical Transactions of the Royal Society A: Mathematical, Physical Engineering Sciences*, 368(1920), 2765-2781.
- Durand, P., Beauregard, N., Marchand, A., & Demers, A. (2018). *Les blessures professionnelles et leurs déterminants. Mieux comprendre le rôle du secteur industriel et de la profession* ( 978-2-89631-954-1). Retrieved from Québec:
- Ehrig, R. M., Taylor, W. R., Duda, G. N., & 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. doi:10.1016/j.jbiomech.2005.10.002
- Farina, D. (2006). Interpretation of the surface electromyogram in dynamic contractions. *Exercise and sport sciences reviews*, 34(3), 121-127.
- Fry, H. J. (1986). Incidence of overuse syndrome in the symphony orchestra. *Medical Problems of Performing Artists*, 1, 51-55.

- Gaudet, S., Tremblay, J., & Dal Maso, F. (2018). Evolution of muscular fatigue in periscapular and rotator cuff muscles during isokinetic shoulder rotations. *Journal of sports sciences*, 36(18), 2121-2128.
- Hagg, G. (1991). Static work loads and occupational myalgia-a new explanation model. *Electromyographical kinesiology*, 141-144.
- Hall, P. T., & Crouch, D. L. (2020). Effect of continuous, mechanically passive, anti-gravity assistance on kinematics and muscle activity during dynamic shoulder elevation. *Journal of Biomechanics*, 103, 109685. doi:10.1016/j.jbiomech.2020.109685
- Henneman, E. (1957). Relation between size of neurons and their susceptibility to discharge. *Science*, 126(3287), 1345-1347.
- Hermens, H. J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C., & Rau, G. (2000). Development of recommendations for SEMG sensors and sensorplacement procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 10(5), 361–374.
- Hill, K. (2019). *A statistical profile of artists in Canada in 2016*. Retrieved from
- Huberdeau, D. M., Haith, A. M., & Krakauer, J. W. (2015). Formation of a long-term memory for visuomotor adaptation following only a few trials of practice. *Journal of Neurophysiology*, 114(2), 969-977. doi:10.1152/jn.00369.2015
- Huysamen, K., Bosch, T., de Looze, M., Stadler, K. S., Graf, E., & O'Sullivan, L. W. (2018). Evaluation of a passive exoskeleton for static upper limb activities. *Applied Ergonomics*, 70, 148-155. doi:10.1016/j.apergo.2018.02.009
- Imamizu, H., Miyauchi, S., Tamada, T., Sasaki, Y., Takino, R., Pütz, B., . . . Kawato, M. (2000). Human cerebellar activity reflecting an acquired internal model of a new tool. *Nature*, 403, 192–195. doi:<https://doi.org/10.1038/35003194>
- Iranzo, S., Piedrabuena, A., Iordanov, D., Martinez-Iranzo, U., & Belda-Lois, J. M. (2020). Ergonomics assessment of passive upper-limb exoskeletons in an automotive assembly plant. *Applied Ergonomics*, 87, 103120. doi:10.1016/j.apergo.2020.103120
- Ito, M. (2000). Internal model visualized. *Nature*, 403, 153–154. doi:<https://doi.org/10.1038/35003097>
- Izawa, J., & Shadmehr, R. (2011). Learning from sensory and reward prediction errors during motor adaptation. *PLOS Computational Biology*, 7(3), e1002012. doi:10.1371/journal.pcbi.1002012

- Jackson, M., Michaud, B., Tetreault, P., & Begon, M. (2012). Improvements in measuring shoulder joint kinematics. *Journal of Biomechanics*, 45(12), 2180-2183. doi:10.1016/j.jbiomech.2012.05.042
- Janda, V. (2009). The assessment and treatment of muscle imbalance. *Journal of Alternative Medicine Research*, 1(3), 221-232.
- Jones, L. A., & Hunter, I. W. (1983). Effect of fatigue on force sensation. *Experimental neurology*, 81(3), 640-650.
- Kadaba, M. P., Cole, A., Wootten, M. E., McCann, P., Reid, M., Mulford, G., . . . Bigliani, L. (1992). Intramuscular wire electromyography of the subscapularis. *Journal of Orthopaedic Research*, 10(3), 394-397.
- Kaufman-Cohen, Y., & Ratzon, N. Z. (2011). Correlation between risk factors and musculoskeletal disorders among classical musicians. *Occupational Medicine* 61(2), 90-95. doi:10.1093/occmed/kqq196
- Kenny, D. T., & Ackermann, B. (2009). Optimizing physical and psychological health in performing musicians. In *The Oxford handbook of music psychology* (pp. 390-400).
- Kim, S., Nussbaum, M. A., Mokhlespour Esfahani, M. I., Alemi, M. M., Alabdulkarim, S., & Rashedi, E. (2018). Assessing the influence of a passive, upper extremity exoskeletal vest for tasks requiring arm elevation: Part I - "Expected" effects on discomfort, shoulder muscle activity, and work task performance. *Applied Ergonomics*, 70, 315-322. doi:10.1016/j.apergo.2018.02.025
- Kitago, T., Ryan, S. L., Mazzoni, P., Krakauer, J. W., & Haith, A. M. (2013). Unlearning versus savings in visuomotor adaptation: Comparing effects of washout, passage of time, and removal of errors on motor memory. *Frontiers in Human Neuroscience*, 7, 307. doi:10.3389/fnhum.2013.00307
- Klassen, J., Tong, C., & Flanagan, J. R. (2005). Learning and recall of incremental kinematic and dynamic sensorimotor transformations. *Experimental brain research*, 164(2), 250-259.
- Kochem, F. B., & Silva, J. G. (2018). Prevalence of playing-related musculoskeletal disorders in string players: A systematic review. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 41(6), 540-549. doi:10.1016/j.jmpt.2018.05.001
- Kok, L. M., Huisstede, B. M., Voorn, V. M., Schoones, J. W., & Nelissen, R. G. (2016). The occurrence of musculoskeletal complaints among professional musicians: A systematic

- review. *International Archives of Occupational and Environmental Health*, 89(3), 373-396.  
doi:10.1007/s00420-015-1090-6
- Kok, L. M., Schrijvers, J., Fiocco, M., van Royen, B., & Harlaar, J. (2019). Use of a shoulder rest for playing the violin revisited: An analysis of the effect of shoulder rest height on muscle activity, violin fixation force, and player comfort. *Medical Problems of Performing Artists*, 34(1), 39-46.
- Konczak, J., Vander Velden, H., & 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.
- Lalazar, H., & Vaadia, E. (2008). Neural basis of sensorimotor learning: Modifying internal models. *Current Opinion in Neurobiology*, 18(6), 573-581.
- Leardini, A., Chiari, L., Della Croce, U., & Cappozzo, A. (2005). Human movement analysis using stereophotogrammetry: Part 3. Soft tissue artifact assessment and compensation. *Gait & Posture*, 21(2), 212-225.
- Lee, H., Kim, W., Han, J., & Han, C. (2012). The technical trend of the exoskeleton robot system for human power assistance. *International Journal of Precision Engineering Manufacturing*, 13(8), 1491-1497.
- Lee, H. S., Park, H. Y., Yoon, J. O., Kim, J. S., Chun, J. M., Aminata, I. W., . . . Jeon, I. H. (2013). Musicians' medicine: Musculoskeletal problems in string players. *Clinics in orthopedic surgery*, 5(3), 155-160.
- Leow, L. A., Loftus, A. M., & Hammond, G. R. (2012). Impaired savings despite intact initial learning of motor adaptation in Parkinson's disease. *Experimental brain research*, 218(2), 295-304.
- Levy, C. E., Brandfonbrener, A. G., Lee, W. A., Press, J., & Levy, A. E. (1992). Electromyographic analysis of muscular activity in the upper extremity generated by supporting a violin with and without a shoulder rest. *Medical Problems of Performing Artists*, 7, 103-109.
- Lexell, J. (1993). Ageing and human muscle: Observations from Sweden. *Canadian Journal of Applied Physiology*, 18(1), 2-18.
- Lippitt, S., & Matsen, F. (1993). Mechanisms of glenohumeral joint stability. *Clinical orthopaedics related research*(291), 20-28.

- Magermans, D. J., Chadwick, E. K. J., Veeger, H. E. J., & Van Der Helm, F. C. T. (2005). Requirements for upper extremity motions during activities of daily living. *Clinical Biomechanics*, 20(6), 591-599.
- Maurice, P., Camernik, J., Gorjan, D., Schirrmeister, B., Bornmann, J., Tagliapietra, L., . . . Babic, J. (2020). Objective and subjective effects of a passive exoskeleton on overhead work. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 28(1), 152-164. doi:10.1109/TNSRE.2019.2945368
- McKinley, M. P., O'Loughlin, V. D., Pennefather-O'Brien, E. E., & Harris, R. T. (2015). *Human Anatomy* (Fourth ed.). New York, NY: McGraw-Hill Education.
- Michaud, B., Jackson, M., Arndt, A., Lundberg, A., & 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. doi:10.1016/j.medengphy.2015.12.004
- Milner-Brown, H. S., & Stein, R. B. (1975). The relation between the surface electromyogram and muscular force. *The Journal of physiology*, 246(3), 549-569.
- Mizrahi, J. (2020). Neuro-mechanical aspects of playing-related mobility disorders in orchestra violinists and upper strings players: A review. *European Journal of Translational Myology*, 30(3), 1-15.
- Morris, A. D., Kemp, G. J., Lees, A., & Frostick, S. P. (1998). A study of the reproducibility of three different normalisation methods in intramuscular dual fine wire electromyography of the shoulder. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 8(5), 317-322.
- Neely, G., Ljunggren, G., Sylven, C., & Borg, G. A. V. (1992). Comparison between the Visual Analogue Scale (VAS) and the Category Ratio Scale (CR-10) for the evaluation of leg exertion. *International journal of sports medicine*, 13(02), 133-136.
- Nelson, A. J., Hall, P. T., Saul, K. R., & Crouch, D. L. (2020). Effect of mechanically passive, wearable shoulder exoskeletons on muscle output during dynamic upper extremity movements: A computational simulation study. *Journal of Applied Biomechanics*, 1-9. doi:10.1123/jab.2018-0369
- O'Brien, J., Bodenheimer, R., Brostow, G., & Hodgins, J. (2000, May 15-17, 2000). *Automatic Joint Parameter Estimation from Magnetic Motion Capture Data*. Paper presented at the Graphics Interface 2000 Conference, Montreal, Quebec, Canada.

- Okner, M. A. O., Kernozek, T., & Wade, M. G. (1997). Chin rest pressure in violin players: musical repertoire, chin rests, and shoulder pads as possible mediators. *Medical Problems of Performing Artists*, *12*, 112-121.
- Oliveira, A. S., Gizzi, L., Ketabi, S., Farina, D., & Kersting, U. G. (2016). Modular control of treadmill vs overground running. *PloS one*, *11*(4), e0153307.
- Park, A., Guptill, C., & Sumsion, T. (2007). Why music majors pursue music despite the risk of playing-related injuries. *Medical Problems of Performing Artists*, *22*(3), 89-96.
- Peat, M. (1986). Functional anatomy of the shoulder complex. *Physical therapy*, *66*(12), 1855-1865.
- Pekny, S. E., Criscimagna-Hemminger, S. E., & Shadmehr, R. (2011). Protection and expression of human motor memories. *Journal of Neuroscience*, *31*(39), 13829-13839. doi:10.1523/JNEUROSCI.1704-11.2011
- Perich, M. G., Gallego, J. A., & Miller, L. E. (2018). A neural population mechanism for rapid learning. *Neuron*, *100*(4), 771-773. doi:10.1101/138743
- Rabuffetti, M., Converti, R. M., Boccardi, S., & Ferrarin, M. (2007). Tuning of the violin-performer interface: An experimental study about the effects of shoulder rest variations on playing kinematics. *Medical Problems of Performing Artists*, *22*(2), 58-66.
- Ranelli, S., Straker, L., & 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), 123-139. doi:10.21091/mppa.2011.3021
- Rensing, N., Schemmann, H., & Zalpour, C. (2018). Musculoskeletal demands in violin and viola playing: A literature review. *Medical Problems of Performing Artists*, *33*(4), 265-274. doi:10.21091/mppa.2018.4040
- Sawilowsky, S. S. (2009). New effect size rules of thumb. *Journal of Modern Applied Statistical Methods*, *8*(2), 26.
- Scalona, E., Martelli, F., Del Prete, Z., Palermo, E., & Rossi, S. (2018). *A novel protocol for the evaluation of motor learning in 3D reaching tasks using novint falcon*. Paper presented at the 7th IEEE International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (Biorob), Enschede, The Netherlands.

- Schmalz, T., Schandlinger, J., Schuler, M., Bornmann, J., Schirrmeister, B., Kannenberg, A., & Ernst, M. (2019). Biomechanical and metabolic effectiveness of an industrial exoskeleton for overhead work. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, *16*(23). doi:10.3390/ijerph16234792
- Shadmehr, R., & Mussa-Ivaldi, F. A. (1994). Adaptive representation of dynamics during learning of a motor task. *Journal of Neuroscience*, *14*(5), 3208-3224.
- Simoneau, S., St-Vincent, M., & Chicoine, D. (2013). *Les TMS des membres supérieurs: Mieux les comprendre pour mieux les prévenir* (978-2-923831-26-8). Retrieved from Québec:
- Smith, M. A., Ghazizadeh, A., & Shadmehr, R. (2006). Interacting adaptive processes with different timescales underlie short-term motor learning. *PLoS Biology*, *4*(6), e179. doi:<https://doi.org/10.1371/journal.pbio.0040179>
- Srinivasan, D., & Mathiassen, S. E. (2012). Motor variability in occupational health and performance. *Clinical Biomechanics*, *27*(10), 979-993. doi:10.1016/j.clinbiomech.2012.08.007
- Staudenmann, D., Roeleveld, K., Stegeman, D. F., & Van Dieën, J. H. (2010). Methodological aspects of SEMG recordings for force estimation—a tutorial and review. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *20*(3), 375-387.
- Steele, K. M., Munger, M. E., Peters, K. M., Shuman, B. R., & Schwartz, M. H. (2019). Repeatability of electromyography recordings and muscle synergies during gait among children with cerebral palsy. *Gait & Posture*, *67*, 290-295. doi:10.1016/j.gaitpost.2018.10.009
- Steinmetz, A., Seidel, W., & Mucbe, B. (2010). Impairment of postural stabilization systems in musicians with playing-related musculoskeletal disorders. *Journal of manipulative physiological therapeutics*, *33*(8), 603-611.
- Synofzik, M., Thier, P., & Lindner, A. (2006). Internalizing agency of self-action: Perception of one's own hand movements depends on an adaptable prediction about the sensory action outcome. *Journal of Neurophysiology*, *96*(3), 1592-1601. doi:10.1152/jn.00104.2006
- Tesch, P. A., Dudley, G. A., Duvoisin, M. R., Hather, B. M., & Harris, R. T. (1990). Force and EMG signal patterns during repeated bouts of concentric or eccentric muscle actions. *Acta Physiologica Scandinavica*, *138*(3), 263-271.



- Theurel, J., Desbrosses, K., Roux, T., & Savescu, A. (2018). Physiological consequences of using an upper limb exoskeleton during manual handling tasks. *Applied Ergonomics*, *67*, 211-217. doi:10.1016/j.apergo.2017.10.008
- Thouze, A., Monnet, T., Belaise, C., Lacouture, P., & Begon, M. (2016). A chain kinematic model to assess the movement of lower-limb including wobbling masses. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, *19*(7), 707-716. doi:10.1080/10255842.2015.1053472
- Van der Helm, F. C. T. (1994). Analysis of the kinematic and dynamic behavior of the shoulder mechanism. *Journal of Biomechanics*, *27*(5), 527-550.
- Van Engelhoven, L., Poon, N., Kazerooni, H., Rempel, D., Barr, A., & Harris-Adamson, C. (2019). Experimental evaluation of a shoulder-support exoskeleton for overhead work: Influences of peak torque amplitude, task, and tool mass. *IIEE Transactions on Occupational Ergonomics and Human Factors*, *7*(3-4), 250-263. doi:10.1080/24725838.2019.1637799
- Veeger, H. E. J., & Van Der Helm, F. C. T. (2007). Shoulder function: The perfect compromise between mobility and stability. *Journal of Biomechanics*, *40*(10), 2119-2129.
- Wilkins, K., & Mackenzie, S. G. (2007). Work injuries. *Health Reports*, *18*(3), 25-42.
- Wong, S. F., & Lei, I. P. (2016). A study of shoulder rest's feet height variation on upper trapezius muscle activity in violinists.
- Wu, G., van der Helm, F. C., Veeger, H. E., Makhsous, M., Van Roy, P., Anglin, C., . . . 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. doi:10.1016/j.jbiomech.2004.05.042
- Xiloyannis, M., Chiaradia, D., Frisoli, A., & Masia, L. (2019). Physiological and kinematic effects of a soft exosuit on arm movements. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, *16*(1), 1-15. doi:10.1186/s12984-019-0495-y
- Zaza, C. (1998). Playing-related musculoskeletal disorders in musicians: A systematic review of incidence and prevalence. *CMAJ*, *158*(8).
- Zaza, C., & Farewell, V. T. (1997). Musicians' playing-related musculoskeletal disorders: An examination of risk factors. *American Journal of Industrial Medicine*, *32*(3), 292-300.