

Université de Montréal

**Développement et validation d'un modèle de simulation numérique
personnalisé à une athlète de plongeon**

par
Ariane Crépeau Rousseau

Département de Kinésiologie

Mémoire présenté à la Faculté des études supérieures et postdoctorales
en vue de l'obtention du grade de Maître ès sciences (M.Sc.)
en sciences de l'activité physique

Août, 2013

© Ariane Crépeau Rousseau, 2013

RÉSUMÉ

Les entraîneurs en sports acrobatiques disposent de peu d'outils permettant d'améliorer leur compréhension des saltos vrillés et la performance des athlètes. L'objectif de ce mémoire était de développer un environnement graphique de simulation numérique réaliste et utile des acrobaties aériennes. Un modèle composé de 17 segments et de 42 degrés de liberté a été développé et personnalisé à une athlète de plongeon. Un système optoélectronique échantillonné à 300 Hz a permis l'acquisition de huit plongeurs en situation réelle d'entraînement. La cinématique articulaire reconstruite avec un filtre de Kalman étendu a été utilisée comme entrée du modèle. Des erreurs quadratiques moyennes de 20° (salto) et de 9° (vrille) entre les performances simulées et réelles ont permis de valider le modèle. Enfin, une formation basée sur le simulateur a été offerte à 14 entraîneurs en sports acrobatiques. Une augmentation moyenne de 11 % des résultats aux questionnaires post-test a permis de constater le potentiel pédagogique de l'outil pour la formation.

Mots clés : Simulation, Modélisation, Plongeon, Filtre de Kalman étendu, Biomécanique, Interface graphique.

ABSTRACT

Coaches need tools to better understand the mechanics of twisting somersaults and improve their knowledge and their athletes' performance. The aim of this thesis was to provide them with a computer simulation model of aerial movements. An elite diver was modelled as a 17-segment 42-degree of freedom angle-driven model. The model was personalised to the diver so that simulation outputs could be compared with her actual performance. Input data were recorded by a 17-camera motion capture system sampled at 300 Hz. The joint angle time histories were reconstructed using an extended Kalman filter. The model was successfully evaluated and shown to produce realistic movements, with overall root-mean-square error of 20° (somersault) and 9° (twist) between reconstructed body kinematics and the corresponding simulations for eight dives. Finally, a workshop based on the simulation was offered to coaches and showed potential to improve their knowledge since the mean post-test result was increased by 11 %.

Keywords: Simulation, Modelling, Platform diving, Extended Kalman Filter, Biomechanics, Virtual environment.

TABLE DES MATIÈRES

RÉSUMÉ	v
ABSTRACT	vii
TABLE DES MATIÈRES	ix
LISTE DES TABLEAUX	xiii
LISTE DES FIGURES	xvii
LISTE DES ANNEXES	xxi
LISTE DES SIGLESxxiii
REMERCIEMENTS	xxv
AVANT-PROPOS	xxvii
CHAPITRE 1 :REVUE DE LITTÉRATURE SCIENTIFIQUE	9
1.1 Le contexte des sports acrobatiques	9
1.1.1 Croyances et connaissances dans les milieux sportifs	9
1.1.2 Les saltos vrillés	12
1.1.3 Les principes mécaniques	14
1.1.4 Le contexte du plongeon	16
1.2 La simulation numérique des mouvements sportifs	17
1.2.1 Les intérêts de la simulation	17
1.3 La modélisation mathématique	21
1.3.1 Les différents types de modèles	22
1.3.2 Le modèle géométrique	24

1.3.3	Les paramètres du modèle	27
1.3.4	Le modèle dynamique	31
1.4	L'estimation de la cinématique articulaire	34
1.4.1	L'acquisition de données expérimentales	35
1.4.2	La reconstruction de la cinématique articulaire	37
1.4.3	L'approximation de la cinématique reconstruite	40
1.5	L'évaluation du modèle	40
1.6	Résumé de la revue de littérature	41
CHAPITRE 2 : LE SIMULATEUR D'ACROBATIES AÉRIENNES		45
2.1	Le fonctionnement du simulateur	45
2.2	L'architecture du simulateur	46
2.2.1	La dynamique du système	46
2.2.2	L'organisation des fonctions	47
2.3	Le modèle de simulation	48
2.3.1	Le modèle géométrique	49
2.3.2	Le modèle dynamique	50
2.3.3	La simulation	52
2.4	L'utilisation du simulateur	54
2.4.1	La gestuelle segmentaire	55
2.4.2	Les conditions de décollage	56
2.4.3	La visualisation	56
2.4.4	Les résultats	57
CHAPITRE 3 : MÉTHODE		59
3.1	La modélisation	59
3.1.1	Le modèle géométrique de la plongeuse	60
3.1.2	Les paramètres du modèle	64
3.1.3	Le modèle dynamique	68

3.2	L'estimation de la cinématique articulaire	71
3.2.1	La chaîne cinématique	72
3.2.2	L'acquisition de données expérimentales	74
3.2.3	La reconstruction	80
3.3	L'évaluation du modèle de simulation	88
3.4	L'application de l'environnement graphique de simulation numérique	89
3.4.1	La formation des entraîneurs	89
3.4.2	Les améliorations de l'environnement graphique	91
CHAPITRE 4 : RÉSULTATS		95
4.1	La validation du modèle de simulation	95
4.1.1	La position du corps	95
4.1.2	L'orientation du corps	98
4.1.3	Le plongeon $1\frac{1}{2}$ salto arrière avec $1\frac{1}{2}$ vrille	103
4.1.4	Le plongeon $1\frac{1}{2}$ salto avant	105
4.2	L'évaluation de l'interface graphique de simulation	108
CHAPITRE 5 : DISCUSSION		111
5.1	Le développement du modèle de simulation numérique	111
5.2	L'amélioration de la performance du modèle de simulation	114
5.3	L'acquisition de données cinématiques en situation réelle	116
5.3.1	L'aspect expérimental	117
5.3.2	L'aspect numérique	120
5.4	La validation du modèle de simulation	122
5.4.1	Les translations	123
5.4.2	La rotation en salto	124
5.4.3	La rotation en vrille	125
5.4.4	Les sources d'erreurs	127
5.5	L'application du logiciel	132

5.6 Perspectives	135
BIBLIOGRAPHIE	141

LISTE DES TABLEAUX

1.I	Tableau récapitulatif des modèles de simulation développés pour l'étude du plongeon. L'abréviation NDDL désigne le nombre de degrés de liberté.	26
2.I	Modèle géométrique du gymnaste. ψ , θ et ϕ correspondent à l'orientation (angles de Cardan) du segment par rapport au segment parent et P_X , P_Y et P_Z à la translation de son origine. Les coordonnées généralisées q_{1-6} correspondent à la position et à l'orientation de la racine et q_{7-12} sont des coordonnées des articulations.	51
3.I	Modèle personnalisé de la plongeuse. ψ , θ et ϕ correspondent à l'orientation (angles de Cardan) du segment par rapport au segment parent et P_X , P_Y et P_Z à la translation de son origine. Les coordonnées généralisées q_{1-6} correspondent à la position et à l'orientation de la racine et q_{7-42} sont des coordonnées articulaires. Enfin, les positions des degrés de liberté définissent la longueur des segments et sont obtenues à partir de la méthode fonctionnelle de localisation des centres articulaires SCoRE [62] (figure 3.2).	63
3.II	Comparaison des mesures de longueur des segments obtenues à partir de la méthode SCoRE [62] et du modèle anthropométrique de Yeadon [181].	65
3.III	Comparaison des mesures de la densité totale du corps obtenue à partir du modèle de Yeadon [181] et du pléthysmographe Bod Pod.	66
3.IV	Paramètres inertiels segmentaires composant la plongeuse. Pour chaque segment sont calculés le volume, la masse, la longueur, la position du centre de masse à partir du centre articulaire proximal (PCM) et les moments d'inertie ([médio-latéral ; antéro-postérieur ; longitudinal]) selon le modèle anthropométrique de Yeadon [181].	67
3.V	Comparaison des temps d'intégration des équations de la dynamique générées par HuMANs et MapleSim pour une itération.	69

3.VI	Comparaisons des temps de calcul nécessaires à la résolution de l'équation de la dynamique en fonction du modèle dynamique utilisé pour le modèle de la plongeuse à 42 degrés de liberté.	71
3.VII	Protocole d'acquisition des mouvements fonctionnels permettant la localisation des centres articulaires.	79
3.VIII	Plongeons enregistrés	80
3.IX	L'erreur de reconstruction (mm) sur les marqueurs mesurés (M) et reconstruits (T) selon les axes X,Y et Z et selon les 3 dimensions combinées (3D) pour l'ensemble des plongeons effectués.	86
3.X	Les coefficients de détermination (R^2) pour les degrés de liberté de flexion-extension et d'abduction-adduction aux bras droit (q_{15} , q_{16}) et gauche (q_{24} , q_{25}), de flexion-extension des cuisses droite (q_{31}) et gauche (q_{37}) ainsi que le coefficient moyen pour l'ensemble des 42 degrés de liberté (R_{moy}^2).	86
3.XI	Distribution des questionnaires entre les trois groupes.	90
4.I	Comparaison des mouvements de translation de la racine vers l'avant (q_2) pour les plongeons simulés et réels. Les abréviations Abs., Rel., et RMSE désignent respectivement l'erreur absolue, l'erreur relative et l'erreur quadratique moyenne.	96
4.II	Comparaison des mouvements de translation de la racine vers le bas (q_3) pour les plongeons simulés et réels. Les abréviations Abs., Rel., et RMSE désignent respectivement l'erreur absolue, l'erreur relative et l'erreur quadratique moyenne.	98
4.III	Comparaison de l'orientation finale de la racine en fonction de l'axe de salto (q_4) pour les plongeons simulés et réels. Les abréviations Rev., Abs., Rel., et RMSE désignent respectivement le nombre de révolutions, l'erreur absolue, l'erreur relative et l'erreur quadratique moyenne.	100

4.IV	Comparaison de l'orientation finale de la racine en fonction de l'axe de vrille (q_6) pour les plongeurs simulés et réels. Les abréviations Rev., Abs., Rel., et RMSE désignent respectivement le nombre de révolutions, l'erreur absolue, l'erreur relative et l'erreur quadratique moyenne.	101
4.V	Les résultats de chaque participant aux questionnaires pré et post-formation (%).	109
V.I	Comparaison des vitesses linéaires moyennes de la racine selon l'axe antéro-postérieur pour les plongeurs simulés et réels. Les abréviations Abs., Rel., et RMSE désignent respectivement l'erreur absolue, l'erreur relative et l'erreur quadratique moyenne.	lxxviii
V.II	Comparaison des vitesses linéaires moyennes de la racine selon l'axe vertical pour les plongeurs simulés et réels. Les abréviations Abs., Rel., et RMSE désignent respectivement l'erreur absolue, l'erreur relative et l'erreur quadratique moyenne.	lxxviii
V.III	Comparaison des vitesses angulaires moyennes de la racine selon l'axe de salto pour les plongeurs simulés et réels. Les abréviations Abs., Rel., et RMSE désignent respectivement l'erreur absolue, l'erreur relative et l'erreur quadratique moyenne.	lxxix
V.IV	Comparaison des vitesses angulaires moyennes de la racine selon l'axe de vrille pour les plongeurs simulés et réels. Les abréviations Abs., Rel., et RMSE désignent respectivement l'erreur absolue, l'erreur relative et l'erreur quadratique moyenne.	lxxix
V.V	Comparaison des RMSE pour les positions (P_Y et P_Z) et vitesses linéaires (V.lin.) correspondant aux degrés de liberté q_2 et q_3 et pour les orientations ($X(\psi)$ et $Z(\phi)$) et vitesses angulaires (V.ang.) correspondant aux degrés de liberté q_4 et q_6	lxxx

LISTE DES FIGURES

1	La position adoptée par les plongeurs dans la plupart des plongeurs comportant des vrilles implique une flexion au niveau des coudes (©Mickael Begon).	5
2.1	L'interface de simulation avec ses quatre parties distinctes. À gauche, de haut en bas : la gestuelle segmentaire (boîte 1), les conditions de décollage (boîte 2) et les résultats (boîte 4). À droite : la visualisation (boîte 3). . .	54
2.2	La première boîte comporte une barre déroulante permettant de choisir le degré de liberté désiré et d'en déterminer la cinématique. L'utilisateur déplace les noeuds des courbes afin de déterminer la variation de l'angle (°) au cours du temps (s). Différentes images de la même boîte sont présentées afin de visualiser la gestuelle de chacun des six degrés de liberté.	55
2.3	La seconde boîte permet de définir les conditions initiales de décollage, modifiables dans les cases blanches.	56
2.4	La boîte de droite de l'interface permet de visualiser la phase aérienne du mouvement simulé, par une animation en bâton de l'athlète.	57
2.5	La dernière boîte comporte les résultats de la simulation, soit les nombres finaux de rotation en salto (<i>number of somersault</i>) et en vrille (<i>number of twists</i>) ainsi que l'angle d'inclinaison final (<i>tilt max</i>).	57
3.1	Schéma de la méthode permettant de comparer les cinématiques du bassin mesurée et simulée pour une même cinématique articulaire.	60
3.2	Le modèle de la plongeuse comporte 42 degrés de liberté répartis sur 17 segments.	62
3.4	Calibration du volume d'acquisition.	76
3.3	Disposition des 17 caméras formant le volume d'acquisition.	77

3.5	Placement des 95 marqueurs réfléchissants et flottants sur la plongeuse vue de face (a) et de dos (b).	79
3.6	Nombre total de marqueurs visibles pour la reconstruction du plongeon $1\frac{1}{2}$ salto arrière avec $1\frac{1}{2}$ vrille (5233D).	81
3.7	Erreur de reconstruction selon les axes X, Y et Z ainsi que l'erreur 3D pour le plongeon $1\frac{1}{2}$ salto arrière avec $1\frac{1}{2}$ vrille (5233D).	85
3.8	Différence entre la cinématique articulaire reconstruite et cette même cinématique approximée par une fonction spline pour les degrés de liberté de flexion-extension et d'abduction-adduction aux bras droit (q_{15} , q_{16}) et gauche (q_{24} , q_{25}), de flexion-extension des cuisses droite (q_{31}) et gauche (q_{37}).	87
3.9	Ajout du bouton <i>Fit</i> faisant apparaître une fenêtre permettant de choisir entre deux fonctions d'interpolation et de déterminer le nombre d'intervalles.	92
3.10	Approximation effectuée pour sept intervalles par la fonction spline de classe C^3 (a) et les séries de fonctions quintiques (b).	93
4.1	Comparaison de la cinématique de la racine en translation pour les huit plongeurs simulés et réels.	97
4.2	Comparaison de la cinématique de la racine en rotation pour les huit plongeurs simulés et réels.	102
4.3	Comparaison du plongeon $1\frac{1}{2}$ salto arrière avec $1\frac{1}{2}$ vrille réel (à gauche) et simulé (à droite).	103
4.4	Comparaison du plongeon $1\frac{1}{2}$ salto arrière avec $1\frac{1}{2}$ vrille réel (en haut) et simulé (en bas). Les images ont été placées pour dissocier les changements de position.	104
4.5	Comparaison de l'orientation de la racine selon les axes de salto (q_4) et de vrille (q_6) pour le $1\frac{1}{2}$ salto arrière avec $1\frac{1}{2}$ vrille réel (traits pointillés) et simulé (traits pleins).	105
4.6	Comparaison du $1\frac{1}{2}$ salto avant réel (à gauche) et simulé (à droite).	106

4.7	Comparaison du $1\frac{1}{2}$ salto avant réel (en haut) et simulé (en bas). Les images ont été placées pour dissocier les changements de position.	107
4.8	Comparaison de la variation des positions angulaires de la racine autour de l'axe de salto (q_4) et de vrille (q_6) pour les plongeurs $1\frac{1}{2}$ salto avant simulé et réel.	108
4.9	Les résultats du groupe avant et après la formation.	110

LISTE DES ANNEXES

Annexe I :	Le code de classification des plongeursxxxii
Annexe II :	Les documents de formation des entraîneursxxxiii
Annexe III :	Les trois questionnaires administrés aux entraîneurs	lv
Annexe IV :	La modification des données de sorties de la simulation .	.lxxv
Annexe V :	La comparaison des vitesses linéaires et angulaireslxxvii
Annexe VI :	Le sondage de satisfaction suite à la formation des entraîneurslxxxii

LISTE DES SIGLES

2D	Deux dimensions
3D	Trois dimensions
309B ¹	$4\frac{1}{2}$ saltos renversés carpés
309C	$4\frac{1}{2}$ saltos renversés groupés
5156B	$2\frac{1}{2}$ saltos avant carpés avec 3 vrilles
5339D	$1\frac{1}{2}$ salto renversé avec $4\frac{1}{2}$ vrilles
5355B	$2\frac{1}{2}$ saltos renversés carpés avec $2\frac{1}{2}$ vrilles
ACE	Association Canadienne des Entraîneurs
AbAd	Abduction-Adduction
Abs	Erreur absolue
CÉRES	Comité d'éthique de la recherche en santé
CoR	Centre de rotation
CPU	<i>Computer processing unit</i>
$C_{(q,\dot{q})}$	Vecteur des effets non-linéaires de Coriolis et centrifuges
EDA	Équation différentielle algébrique, traduction de <i>differential algebraic equation (DEA)</i>
EDO	Équation différentielle ordinaire, traduction de <i>ordinary differential equation (ODE)</i>
FE	Flexion-extension
FINA	Fédération Internationale de Natation
GNU	General Public License
$G(q)$	Vecteur des effets s'opposant à la gravité

HuMAnS	<i>Humanoid Motion Analysis and Simulation</i>
INRIA	Institut National de Recherche en Informatique et en Automatique
INS	Institut National du Sport du Québec
ISB	<i>International Society of Biomechanics</i>
$M_{(q)}$	Matrice d'inertie
$N_{(q)}$	Vecteur des effets non-linéaires regroupant $C(q, \dot{q})$ et $G(q)$
NDDL	Nombre de degrés de liberté
PCM	Position du centre de masse
PIS	Paramètres inertiels segmentaires
q	Vecteur des coordonnées généralisées
\dot{q}	Vecteur des vitesses généralisées
\ddot{q}	Vecteur des accélérations généralisées
RBDL	<i>Rigid Body Dynamics Library</i>
Rel	Erreur relative
Rev	Nombre de révolutions
RMSE	Erreur quadratique moyenne, traduction de <i>Root-mean-square error</i>
S2M	Simulation et Modélisation du Mouvement
SCoRE	<i>Symmetrical Centre of Rotation Estimation</i>
τ	Actions généralisées

1. Les plongeurs sont définis par un code composé de lettres et de numéros. Ceux-ci sont expliqué en [annexe I](#)

REMERCIEMENTS

Merci à Mickaël pour l'équilibre optimal entre liberté et encadrement qui maximise la formation à tous les niveaux. Merci pour ta disponibilité, ta présence et tes conseils. Merci d'avoir compris mes intérêts et désintérêts dès le début et d'en avoir tenu compte pour donner une direction à l'histoire dans laquelle je me suis lancée. Merci d'être passionné et dévoué, de considérer chacun de tes étudiants/employés et d'accorder beaucoup d'importance à la cohésion d'équipe. Merci à mon codirecteur Jonathan Tremblay, à tous les membres du jury et à Marcel Beaulieu pour son implication essentielle dans le développement du simulateur. À l'équipe, parce que même si c'est un projet individuel, c'est surtout, vraiment un travail d'équipe. Merci spécialement à Benjamin Michaud pour son aide et son paquet!... À Patrick, idem... et pour tout, mais surtout d'avoir fait en sorte que je ne mange pas que des céréales, de l'hummus et des craquelins. À ma maman, mon papa, mon frère et toute ma famille d'être ma famille et tout ce que ça implique. À mes ami(e)s d'être mes ami(e)s et tout ce que ça implique. Merci spécialement aux coloc (et amies) qui se sont prêtées au jeu de la révision au salaire d'un cornet de crème glacée. À Marie-Ève, d'être la blonde du Boss. À Sasha Cheung et Stéphane Lapointe pour leur précieuse collaboration. À tous ceux qui m'ont posé les questions du genre : «Pis, comment ça avance?» ou «Pis, qu'est-ce que t'as fait de bon aujourd'hui?». Ces questions étaient absolument insupportables durant les deux dernières années de par l'insatisfaction personnelle ressentie face aux réponses décourageantes qui y sont associées. Mais, *À posteriori*, merci pour votre intérêt et votre écoute.

Mickaël, après l'avoir entendue à moult reprises, c'est bon cette fois-ci, amène-la ta fameuse question quasi-quotidienne «Alors, c'est fini! ?», parce que je peux ENFIN répondre «OUI!!!»

AVANT-PROPOS

En août 2010, suite à un stage de 4 mois à l'Institut National du Sport du Québec auprès, entre autres, du biomécanicien du sport Mathieu Charbonneau, j'étais remplie d'ambitions face à l'idée d'avoir ce genre de défis et de mode de vie. Pour y parvenir, il me fallait avoir plus de connaissances, plus d'expérience, et surtout, une maîtrise. Mon premier questionnement était : professionnelle ou de recherche ? Mon deuxième : si de recherche, avec quel directeur ? Engagée pour l'année scolaire 2010-2011 dans une expérience de découverte culturelle m'amenant à travailler dans une école au Nouveau-Brunswick pour *tripper* un peu avant de passer aux choses sérieuses par peur d'embarquer dans une roue qui n'arrête plus de tourner, j'ai eu le temps d'y penser. Les apparitions trop brèves de Mickaël Begon dans les cours de biomécanique de l'activité physique à ma troisième année au Bacc ont refait surface quand j'ai combiné les mots clés «Biomécanique» et «Professeur» dans la barre de recherche de ma mémoire. Je me suis souvenu de ses démonstrations avec la boîte de mouchoir et avec la plaque tournante ainsi que de ses animations pour illustrer les différentes techniques de vrilles dans le but de nous initier du même coup à la modélisation et à la simulation. Ainsi, c'est sans trop concevoir la recherche en biomécanique et surtout sans intentions de poursuivre au doctorat que j'ai pris contact avec Mickaël. Je remercie la fiabilité du moteur de recherche de ma mémoire : je n'aurais pu mieux tomber (voir [remerciements](#)) ! Prendre part à la gestion d'un projet, et ce, du début à la fin est un processus extrêmement enrichissant, d'autant plus que le continuum de mon projet était des plus complexes. Du développement informatique du modèle de la plongeuse jusqu'à son application concrète, plusieurs étapes ont été nécessaires pour parvenir à faire le pont entre la science et le terrain. De la modélisation à l'aide des techniques numériques des plus avancées à la formation des entraîneurs basée sur la simulation numérique, en passant par la programmation et l'expérimentation avec de l'équipement à la fine pointe de la technologie, les connaissances, compétences et expériences se sont accumulées. Cette aventure au sein de l'équipe du laboratoire de simulation et modélisation du mouvement (S2M) m'a

permis de faire des apprentissages tant professionnels que personnels. J'ai appris ce qu'est la vraie recherche, mais aussi ce qu'est la vraie vie. J'en ai appris sur les saltos vrillés, la modélisation et la simulation, mais aussi sur moi et sur les autres. Passer par cette étape est plus qu'une expérience académique enrichissante, c'est aussi une introspection des plus profondes accompagnée d'un bouleversement de réflexions, d'une expérience multiculturelle et même sociale qui m'a fait constater les limites de la démocratie. La responsabilité de gérer mon temps et par le fait même mon implication et mon investissement, la confrontation à mes forces et faiblesses ainsi que la rareté des mini-accomplissements ont été pour moi les plus grands ennemis de la persévérance et les plus grands alliés de la procrastination. Finalement, l'exercice du mémoire a quelque chose de réellement perturbant quant à la censure obligée des mots trop beaux et trop sensibles ainsi qu'aux balises imposées qui limitent la créativité et donnent du fil à retordre au désir d'originalité. Ainsi, après tant d'efforts pour se soumettre à toutes ces restrictions, pour faire preuve de rigueur, tant de retenue pour respecter le rationnel, la structure et la logique, un imprévisible, mais inévitable moment de crise était à prévoir. Pour compenser ces trop nombreuses pages de matière sérieuse, quoi de mieux que l'écriture quasi-automatique² pour laisser sortir la folie et exprimer sa pensée... comme cette fois où j'ai craqué suite à des journées entières de *labelling* le mercredi 18 juillet 2012 à 15h32...

2. L'écriture automatique consiste à écrire le plus rapidement possible, sans contrôle de la raison, sans préoccupations esthétique ou morale, voire sans aucun souci de cohérence grammaticale ou de respect du vocabulaire. L'état nécessaire à la bonne réalisation est un état de lâcher-prise, entre le sommeil et le réveil (proche d'un état hypnotique). Ref : wikipedia.org.

Dépression Lamborghini

Voici	Mais est-ce que j'aurai nui ?	Pour rêver comme ceci
C'est à peu près comme ceci	Ou est-ce que j'aurai servi ?	À l'infini
Que les mots sont sortis :		Juste moi et lui
	Il y a des gens qui sourient	
Maitriser m'hiberne l'esprit	Qui rient	Pis
Et juillet est déjà fini	Je n'en fais plus partie	Elle est où la vie
Toutes ses températures ressenties	Je n'ai pourtant pas de dents pourries	Si elle n'est pas ici
Et les quelques pluies	Ni même une seule carie	Ça me détruit
Je n'ai rien compris	Mais juste plus l'énergie	Je réfléchis
J'ai sûrement dormi	Suis-je en léthargie ?	À ça aussi
	Vais-je au ralenti ?	Et à rien est
		Est-ce de l'amnésie ?
Et pourtant je lis	En plus j'ai des amis	Car ensuite j'oublie
Toutes ces théories	Et même un chéri	Qu'il y a des biscuits
Et ces conneries	Super gentil	Et donc Noël aussi
Je fais pipi	Sexy	Et des saisons ainsi
Le cerveau ramolli	Et que je pense investi	Des intempéries
Et puis j'écris	Avec lequel je passe mes nuits	Des courges spaghetti
...Mais à quoi ça aura servi ?	Et je jouis	Et des bruits
Et surtout à qui ?	Mais est-ce que cela suffit ?	Des odeurs de fruits
C'est de la folie !	Pas en mode survie	Qui donnent envie
	Ni sans penser à autrui	De trouver la sortie
Ça m'aura instruit		Pour un train gratuit
J'aurai appris		Ou à n'importe quel prix
Quand j'aurai réussi	Sortir du lit	Vers un autre pays
Ce fameux défi	Rester assis	Que celui-ci
Et je dirai «mission accomplie»	Trop de soucis	En ce jour d'aujourd'hui
	Et sans sursis	Avec mon petit ami
J'aurai grossi	S'en suit	Parce que lui aussi
J'aurai maigri	Une panoplie	Il est d'avis
J'aurai vieilli	De lunes parties	Que ce n'est pas ici
J'aurai grandi	La musique dans le tapis	La gaspésie
J'aurai muri	Toutes sortes de mélodies	
C'est un fait établi	Pas besoin qu'il soit minuit	

INTRODUCTION GÉNÉRALE

Les saltos vrillés sont des mouvements comportant une cinématique complexe de par une combinaison de rotations. Ils se retrouvent dans plusieurs sports acrobatiques tels que la gymnastique, le trampoline, le ski acrobatique et le plongeon. Si le corps tourne selon les trois axes anatomiques, les deux rotations principales sont celles selon l'axe médio-latéral vers l'avant ou vers l'arrière (salto) et selon l'axe longitudinal vers la gauche ou la droite (vrille). Comme le succès dans la plupart de ces sports est associé au coefficient de difficulté attribué au geste et à la qualité d'exécution de celui-ci, les saltos vrillés ne cessent de se complexifier soit par l'ajout de demi-rotations ou par les changements de configuration du corps allant du groupé au tendu. Au plongeon, les meilleurs au monde sont en mesure d'effectuer jusqu'à $4\frac{1}{2}$ saltos en position groupée du tremplin de 3 m ou encore de la plateforme du 10 m. Lorsqu'il s'agit d'un plongeon de type renversé, c'est-à-dire en salto arrière avec un départ face à l'eau, le coefficient de difficulté associé à ce même nombre de rotations est de 4,5 en position groupée (309C) et de 4,8 en position carpée (309B). Ce coefficient de difficulté est le plus élevé du tableau établi par la Fédération Internationale de Natation (FINA) [67]. Aucun plongeur n'a réussi ce plongeon à l'heure actuelle en compétition officielle. Pour les vrilles, le nombre de rotations maximal est de $4\frac{1}{2}$ vrilles dans $1\frac{1}{2}$ salto renversé à partir du tremplin de 3 m (5339D) pour un coefficient de difficulté de 3,7. Quelques rares plongeurs, dont le Québécois François Imbeau-Dulac, ont réussi ce plongeon, mais aucun d'entre eux ne l'a encore effectué en compétition officielle. Il est d'ailleurs difficile de déterminer si l'exécution de ce plongeon est attribuable à une technique hors pair ou à une morphologie avantageuse de ces plongeurs caractérisée par des bras plus longs et/ou un faible moment d'inertie selon l'axe longitudinal du corps. Quoiqu'il en soit, le coefficient de difficulté le plus élevé pour les plongeurs avec vrilles correspond à 3,9 et est accordé à deux plongeurs, soit le $2\frac{1}{2}$ avant avec 3 vrilles en position carpée du 3 m (5156B) ou le $2\frac{1}{2}$ renversé avec $2\frac{1}{2}$ vrilles du 1 m (5355B). La difficulté de ces plongeurs d'une durée inférieure à 1,5 seconde réside dans la faible marge d'erreur et



dans l'exécution technique qui détermine l'entrée à l'eau et la note attribuée par les juges. Avec une vitesse pouvant aller jusqu'à 50 km/h à l'entrée à l'eau, l'enchaînement de gestes doit être maîtrisé puisqu'une modification minime dans la technique peut engendrer non seulement un plongeon raté, mais aussi une blessure.

La rapidité d'exécution des mouvements et la subtilité des différentes techniques de vrilles dans l'ensemble des sports acrobatiques rendent difficile la tâche de l'entraîneur [149]. L'expertise d'un entraîneur a un rôle crucial sur la performance des athlètes [167] et il semblerait que les formations offertes n'impliquent pas suffisamment de connaissances spécifiques au sport. C'est pourquoi, certains auteurs recommandent que les programmes de formation des entraîneurs comportent des dimensions cinématiques et dynamiques du mouvement [149]. Ces mêmes auteurs [149] appuyés par d'autres [73] recommandent aussi un volet visant l'importance de rester critique afin de prendre des décisions éclairées malgré les croyances formant la sous-culture du sport. Ces notions aideraient à démystifier certains concepts entachés de croyances tels que la technique visant à produire d'abord de la vitesse verticale et d'ensuite créer la rotation en phase aérienne. Bien que ce soit les connaissances spécifiques au sport ainsi que la manière de les mettre en pratique qui caractérisent principalement l'expertise d'un entraîneur [2, 8], ces deux éléments sont influencés par les croyances, c'est-à-dire les conceptions subjectives qui constituent la sous-culture propre au sport et auxquelles les entraîneurs croient [46, 47, 60]. Souvent infondées, celles-ci sont véhiculées par l'interaction entre les entraîneurs [162] et induisent des propositions pédagogiques [73]. Elles perturbent l'expertise des entraîneurs et mènent à une interprétation faussée des mouvements, ce qui engendre des interventions improvisées et infructueuses [149]. Les croyances et le manque de connaissances spécifiques aux sports engendrent une compréhension inadéquate des mouvements pouvant affecter autant la progression d'un débutant que l'amélioration de la performance d'un athlète expert.



En plus de ces croyances véhiculées et du manque de connaissances spécifiques au sport, il semblerait que peu d'outils facilitant la compréhension et l'analyse du mouvement soient accessibles aux entraîneurs en sports acrobatiques. Outre l'utilisation de caméras

pour visionner le mouvement au ralenti et offrir une rétroaction à l'athlète, peu de moyens sont disponibles et employés par les entraîneurs. Pourtant, les avancées technologiques en sciences du sport ont un potentiel pédagogique intéressant. C'est le cas, entre autres, de la simulation numérique qui, depuis 1960 [61, 121, 145], a permis d'étudier les mouvements acrobatiques et de comprendre comment les vrilles sont créées [123, 141, 180, 185]. La simulation numérique prend la forme d'un programme informatique permettant de simuler, par calcul numérique, un phénomène réel complexe suite à sa modélisation mathématique. Cependant, sans interface graphique conviviale permettant de simplifier son utilisation, la simulation numérique demeure inaccessible aux entraîneurs, car elle nécessite des connaissances approfondies à la fois en biomécanique et en informatique. À notre connaissance, les seuls outils de simulation numérique répertoriés dans la littérature sont les interfaces d'animation du plongeon, du ski et de la planche à neige développées par Zhao [192]. Développées dans l'optique de permettre la visualisation d'acrobaties en fonction d'une séquence d'actions choisies par l'utilisateur, les interfaces s'adressaient à la fois au milieu du jeu vidéo et à celui du sport. Cependant, l'auteur ne mentionne pas avoir testé ses interfaces auprès des entraîneurs, et l'absence de littérature à ce sujet depuis 2005 ne permet pas de retracer le développement de celles-ci depuis leur première ébauche.

Quoiqu'il en soit, plusieurs intérêts sont associés à l'utilisation de cette méthode de calcul numérique dans le milieu sportif. Elle constitue une alternative à l'étude expérimentale permettant de contrôler chacune des variables et de quantifier les contributions de différents paramètres tels que la technique et les composantes physiques de l'athlète sur sa performance. En plus de permettre la compréhension et l'évaluation de techniques existantes, la simulation numérique permet de tester de nouvelles hypothèses et d'en constater les résultats directement. Cette méthode permet de réduire les risques de blessures et les pertes de temps qui résultent de nombreuses tentatives en situations réelles.

Pour simuler numériquement un mouvement, un modèle de simulation doit être développé afin de mettre en équations mathématiques le système, soit la géométrie du corps et la dynamique de l'activité étudiée. Le corps humain prend la forme d'un système poly-articulé



dont les segments corporels sont des segments rigides indéformables et les articulations, des degrés de liberté. La question scientifique précisée et le niveau de réalisme recherché permettent d’orienter la prise de décisions quant à la complexité du modèle, c’est-à-dire les nombres de segments et de degrés de liberté, les actionneurs, les longueurs des segments ainsi que les paramètres inertiels segmentaires du modèle. Pour répondre aux besoins des entraîneurs, le modèle doit respecter la réalité et la simulation doit être effectuée dans des temps raisonnables de l’ordre de la seconde. Cela dit, plus le modèle est complexe, plus la taille du système d’équations est grande et le temps de calcul important. Le modèle doit ensuite être exprimé sous la forme d’un ensemble d’équations mathématiques appropriées pour le calcul numérique, c’est-à-dire un modèle dynamique. Les équations et les algorithmes qui forment le modèle dynamique doivent donc être concis afin d’assurer la performance de la simulation.

Dans la littérature, les modèles les plus simples sont planaires et les mouvements qu’ils permettent d’étudier s’effectuent uniquement dans le plan sagittal tels que le saut en gymnastique [96, 104, 158], la phase d’impulsion au tumbling [187] et les grands tours à la barre fixe [85]. Le nombre de segments varie généralement entre deux [104, 158] et quatorze [97]. Cependant, pour certaines activités qui impliquent les trois dimensions, telles que les saltos vrillés, il est nécessaire de développer un modèle tridimensionnel. Bien que plus complexe, ce type de modèle peut tout de même comporter un nombre réduit de segments et de degrés de liberté, comme le modèle à huit segments et douze degrés de liberté développé pour l’étude du *stalder* à la barre fixe [18].

Au plongeon, la plupart des modèles existants sont bidimensionnels puisqu’ils s’intéressent davantage à la phase d’impulsion [157, 186] ou à des rotations en salto [108, 116]. Tandis que ces modèles sont inadéquats pour l’étude de la phase aérienne des saltos vrillés, ceux de Koschorreck et Mombaur [108] développés pour le plongeon et de Yeadon *et al.* [185] pour l’étude des saltos vrillés sont plus appropriés. Cependant, bien qu’ils comportent respectivement 10 degrés de liberté répartis sur 7 segments [108] et 17 degrés de liberté répartis sur 11 segments [185], ces modèles demeurent tout de même trop simples pour



reproduire la gestuelle segmentaire des plongeurs comportant un nombre élevé de vrilles. Par exemple, ces modèles n'ont pas de degré de liberté aux coudes alors que les techniques employées par les plongeurs impliquent de la flexion aux coudes (figure 1).



Figure 1 – La position adoptée par les plongeurs dans la plupart des plongements comportant des vrilles implique une flexion au niveau des coudes (©Mickael Begon).

Bien que l'idée soit de simplifier l'activité au maximum pour réduire les temps de calcul, dans le contexte du plongeon, il est impératif d'utiliser un modèle de simulation plus complexe et tridimensionnel afin de respecter le réalisme des mouvements. Lorsque le modèle est défini, il est nécessaire de déterminer les valeurs de nombreux paramètres, tels que les paramètres inertiels segmentaires. Ceux-ci peuvent être génériques et provenir de la littérature ou encore être personnalisés au moyen de mesures expérimentales et d'un modèle anthropométrique comme celui de Yeadon [181]. Lorsque les paramètres sont personnalisés, le modèle a l'avantage de pouvoir être évalué grâce à la comparaison des sorties de la simulation avec les performances réelles de l'athlète.

Peu d'auteurs ont procédé à l'évaluation de leurs modèles pour les valider avant de les utiliser. Yeadon *et al.* [185] ont validé leur modèle de saltos vrillés à partir d'acrobaties effectuées sur un trampoline et enregistrées à l'aide de deux caméras. Des moyens technologiques plus précis sont également utilisés tels que les systèmes optoélectroniques composés de plusieurs caméras qui permettent l'acquisition tridimensionnelle (3D) de données en situations réelles. Bien que cette technique ait été utilisée dans différents sports



dont le saut en gymnastique [96], et à la barre haute [18], tel n'est pas le cas en plongeon. La présence d'eau, l'éclairage faible, les reflets dus aux fenêtres ainsi que le grand volume d'acquisition constituent des facteurs qui compliquent l'expérience.

L'**objectif principal** de ce travail est de développer un environnement interactif de simulation numérique des saltos vrillés qui soit réaliste et utile à la formation des entraîneurs. L'atteinte de cet objectif général se divise en cinq objectifs spécifiques.

Le **premier objectif spécifique** est le développement d'un modèle de simulation suffisamment complexe à 42 degrés de liberté répartis sur 17 segments afin de respecter le réalisme des saltos vrillés. Afin de rendre la simulation facile d'utilisation pour les entraîneurs, le modèle devra être compatible avec l'interface de simulation développée par le Laboratoire S2M. En développant des modèles cinématique et dynamique personnalisables et capables de respecter les techniques de vrilles en phase aérienne au plongeon, il sera possible, par enregistrement de la cinématique du mouvement, de valider le modèle.

Le **second objectif spécifique** est d'améliorer le modèle dynamique dans le but d'accélérer la simulation de l'ordre de 20 % et d'ainsi produire des résultats dans des temps raisonnables de l'ordre d'une seconde malgré la complexité du modèle.

Le **troisième objectif spécifique** est la mise en place d'une démarche expérimentale permettant d'enregistrer différents plongeurs effectués de la plateforme du 5 m en situation d'entraînement afin de reconstruire la cinématique articulaire au moyen d'un filtre de Kalman étendu sur toute la durée des plongeurs. L'utilisation de 95 marqueurs et d'un système optoélectronique composé de 17 caméras permettra de relever le défi que représente cette acquisition de grand volume en présence d'eau.

Le **quatrième objectif spécifique** est de valider le modèle de simulation grâce à la comparaison des données réelles et des résultats obtenus à l'aide de la simulation. Une fois validé, le modèle de simulation pourra être introduit dans l'interface de simulation déjà en développement au Laboratoire S2M.



Le **cinquième objectif spécifique** est de vérifier la faisabilité et la pertinence de l'utilisation de l'interface de simulation comme outil pédagogique permettant l'enseignement

des notions mécaniques des saltos vrillés dans le cadre d'une formation à l'attention des entraîneurs en sports acrobatiques.

Ce manuscrit est organisé en cinq chapitres. Le [chapitre 1](#) constitue une revue de la littérature en ce qui a trait à la modélisation et à la simulation des acrobaties aériennes ainsi qu'à l'acquisition de la cinématique dans un contexte d'entraînement. Le [chapitre 2](#) s'attache au fonctionnement de l'interface de simulation développée par le Laboratoire de Simulation et Modélisation du Mouvement (S2M) ainsi qu'à son utilisation. Le [chapitre 3](#) présente la méthode. Il concerne tout d'abord le développement d'un modèle de simulation plus complexe et personnalisé à une athlète de plongeon. Par la suite, l'estimation de la cinématique articulaire à partir des performances réelles de la plongeuse est développée. Pour finir nous décrivons le développement d'une formation des entraîneurs en sports acrobatiques basée sur l'utilisation de l'environnement graphique de simulation numérique. Dans le [chapitre 4](#), les résultats de la validation du modèle à partir des données réelles et des simulations sont présentés de même que le bilan de la première application de l'interface dans le cadre de la formation des entraîneurs. Finalement, le dernier [chapitre 5](#) de ce travail se termine par une discussion des objectifs spécifiques annoncés initialement. Au regard de ces objectifs, des pistes seront suggérées pour orienter les travaux à conduire pour améliorer le logiciel et la formation des entraîneurs ainsi que pour éclairer les démarches à entreprendre pour aller vers l'optimisation des saltos vrillés.





CHAPITRE 1

REVUE DE LITTÉRATURE SCIENTIFIQUE

1.1 Le contexte des sports acrobatiques

1.1.1 Croyances et connaissances dans les milieux sportifs

Les entraîneurs jouent un rôle crucial dans le développement et la performance des athlètes [2, 7, 167]. Peu importe le sport, les entraîneurs n'ont pas tous la même expertise et celle-ci diffère selon le niveau, qu'il soit récréatif, éducatif ou élite [167]. Ce qui différencie en partie l'entraîneur expert du novice est non seulement son bagage de connaissances spécifiques aux sports que celui-ci possède [8], mais aussi sa manière de les utiliser [2]. Or, l'acquisition et l'utilisation des connaissances sont influencées par les croyances de l'entraîneur [63]. Alors que les connaissances sont davantage factuelles, les croyances sont personnelles à l'individu et comportent une dimension subjective [63]. Les croyances sont donc déterminantes de l'expertise puisqu'elles sont à l'origine des connaissances que l'entraîneur possède et mobilise [73]. Cette expertise propre à chaque entraîneur participe à créer une culture propre à chaque fédération ou équipe sportive qui se manifeste par des croyances, un langage particulier au sport, des théories implicites ainsi que des procédures d'entraînement [60]. La culture du sport véhicule des idées préconçues et des manières de penser qui sont difficiles à changer et deviennent problématiques si elles sont basées sur des notions erronées ou infondées [63]. Chaque sport possède une sous-culture dans laquelle circule des croyances plus ou moins répandues dont la véracité et la pertinence peuvent être questionnables [162]. Celles-ci sont, soit factuelles et souvent indubitables de par les ancrages immédiats pouvant y être liés, soit représentationnelles, plus réfléchies et nuancées [47]. Par exemple, Cizeron [46] et Cizeron et Gal-Petitfaux [47] ont montré que l'entraînement de la gymnastique avait comme fondements plusieurs croyances qui se renforcent avec l'expérience comme la fausse idée de devoir créer de la vitesse verticale



d'abord puis, une fois en phase aérienne, créer la rotation. D'ailleurs, selon Pajares [137], plus une croyance existe depuis longtemps dans la pensée d'une personne, plus elle sera difficile à modifier. Puisque la plupart du temps, l'entraîneur débutant a lui-même été encadré par des entraîneurs lorsqu'il pratiquait son sport, des croyances lui ont été transmises avant même qu'il ne commence sa formation. Aussi, les entraîneurs, avant de monter de niveau, ont souvent été assisants-entraîneurs et ont cotoyé des entraîneurs-chefs qui leur ont partagé leurs croyances [162]. Selon Gal-Petitfaux [73], puisque les références culturelles sportives induisent des propositions pédagogiques relatives aux tâches d'apprentissage, les formations offertes devraient comporter un volet qui enseigne aux entraîneurs à avoir une conscience claire à ce sujet. Si les croyances voyagent à travers l'interaction entre les entraîneurs, il en va de soi que les ateliers de formation sont des occasions de propagation des références culturelles préconçues et infondées.

De plus, les formations offertes par les fédérations, les gouvernements, les collèges et les universités sont souvent incomplètes ou trop générales [162]. D'une façon générale, il existe deux types de programmes différents, l'un basé sur ce que l'entraîneur devrait connaître et l'autre basé sur ce que l'entraîneur devrait faire [162]. Dans le même ordre d'idées, il existe deux approches d'apprentissage, soit l'approche expérimentale dans laquelle le participant met, lors de mises en situation, son expertise à l'épreuve et apprend de ses erreurs ainsi que l'approche qui décortique les connaissances globales en éléments spécifiques précis [2]. Puisque les entraîneurs apprennent et s'améliorent dans leur pratique non seulement par l'acquisition des connaissances, mais aussi par l'interaction et la pratique [162], il est logique de croire que les volets théorique et pratique ont tous deux leur place au sein d'une formation. Apprendre par l'expérience nécessite toutefois les compétences permettant d'identifier le problème, d'élaborer des stratégies de solution et de les tester [162]. La majorité des programmes de formation offerts tels que le programme de certification des entraîneurs de l'Association Canadienne des Entraîneurs (ACE, coach.ca) ciblent et évaluent les compétences jugées importantes. L'évaluation des compétences vise à déterminer si l'entraîneur possède les connaissances requises, mais aussi s'il est en mesure



de les mettre en pratique dans un contexte d'entraînement. Dans le cas de l'ACE, cinq compétences critiques que sont la transmissions des valeurs, l'interaction, le leadership, la résolution de problème et la pensée critique, se recourent en huit résultats attendus dont l'analyse de la performance, la planification d'une séance d'entraînement et la gestion de la progression. À notre connaissance, ni le contenu des formations, ni l'évaluation de ces trois compétences spécifiques n'incluent de notions mécaniques des saltos vrillés en sports acrobatiques. Ces mouvements rapides et complexes sont pourtant à la base de la pratique de ces sports et accentuent la difficulté de la tâche de l'entraîneur [149]. Cela dit, Rolland *et al.* [149] ont mené une étude sur les entraîneurs experts de la Fédération Française de Gymnastique et ont montré que les connaissances mobilisées lors des interventions relevaient parfois de l'hypothèse ou d'une interprétation improvisée. À certains moments, les entraîneurs ont testé des propositions plus intuitives après qu'une autre se soit avérée infructueuse. Les entraîneurs simplifiaient le mouvement complexe afin de pouvoir émettre une rétroaction contenant une suggestion d'amélioration compréhensible et claire pour l'athlète [149]. Le terme «bricolée» est même employé pour caractériser la façon dont l'entraîneur adapte son intervention en fonction du gymnaste, de l'agrès et de l'habileté avec les connaissances et l'expérience dont il dispose. Aussi, même si les connaissances que mobilise l'entraîneur sont difficiles à formaliser, Rolland *et al.* [149] suggèrent que les formations des entraîneurs intègrent des dimensions cinématiques et dynamiques du mouvement. Ces auteurs recommandent également que les dispositifs de formation soient basés sur des études de cas qui rappellent à l'entraîneur de penser en fonction de la situation et du contexte. Durand *et al.* [60] affirment que de plus en plus d'outils technologiques permettant aux entraîneurs de compléter et d'affiner leurs observations et impressions sont utilisés tels que les caméras à haute vitesse et des logiciels d'analyse du mouvement. Aussi, des interfaces offrant un contrôle interactif comportent des modèles cinématiques et dynamiques et permettent de générer des animations de plongeon [192] ainsi que de ski et de planche à neige [193]. Celles de Zhao et van de Panne [193] permettent à l'utilisateur de choisir parmi une banque limitée de 12 actions cinématiques et dynamiques telles que *takeoff* et *pike*, puis



de décider à quel moment elles surviennent de manière à ce qu'elles s'enchaînent dans un mouvement généré [192]. L'interface de plongeon développé par Zhao [192] comporte toutefois certaines limites qui seront détaillées à la [section 1.3](#) et constitue davantage un outil d'animation et de visualisation que de formation et d'apprentissage. Selon nos recherches, il n'est pas possible de connaître la portée que cette interface a connue auprès des milieux sportif ou des jeux vidéos, ni son développement depuis la dernière publication de 2005. Yeadon et Knight [190] ont développé un environnement virtuel permettant au gymnaste d'apprendre une nouvelle acrobatie de manière sécuritaire en visualisant le mouvement. Le système est basé sur un système d'un écran-casque doté d'un logiciel de visualisation permettant à l'athlète de prendre conscience de ce qu'il verra lorsqu'il effectuera le mouvement. Offrant plusieurs possibilités comme le trampoline, la barre fixe, les anneaux et le plongeon, l'outil n'a été testé qu'auprès d'un gymnaste en apprentissage d'une nouvelle acrobatie. La simulation a été effectuée à partir d'une combinaison de deux modèles que sont les modèles de Hiley et Yeadon [84] pour les grands tours à la barre fixe et de Yeadon *et al.* [185] pour la phase aérienne des saltos vrillés. Le gymnaste a témoigné de l'utilité de l'outil, entre autres, pour la visualisation de la réception. À notre connaissance, il s'agit des deux seuls outils de simulation des saltos vrillés pouvant être utilisés par les entraîneurs de manière à faciliter leur compréhension du mouvement. Cependant, ceux-ci demeurent difficilement accessibles et/ou sont encore en développement.

1.1.2 Les saltos vrillés

Les acrobaties aériennes réalisées dans les sports tels que la gymnastique, le trampoline, le tumbling, le plongeon, le ski acrobatique, la nage synchronisée et le cheerleading, font l'objet d'études scientifiques depuis plus d'un siècle. À titre d'exemple, en 1894, Marey et Le Cornu ont émis les premières théories au sujet de la vrille de chat [164]. Les aspects techniques et artistiques font partie des éléments qui déterminent le pointage de la performance réalisée dans de nombreux sports. D'une façon générale, plus l'acrobatie implique un grand nombre de rotations (vrille ou salto), plus le coefficient de difficulté associé à



l'exécution de celle-ci sera élevé (voir la table des coefficients de difficulté FINA [67]). Ces mouvements étant complexes, la compréhension et l'analyse des différentes techniques d'exécution peuvent être difficiles.

Les techniques de vrilles peuvent être de trois différents types, soit la vrille de contact, la vrille de chat et la vrille aérienne. La vrille de contact est initiée lors de l'impulsion, alors que les deux autres techniques créent la vrille pendant la phase aérienne. L'observation de ces différentes techniques porte parfois à confusion d'autant plus que, plus le niveau d'un gymnaste augmente, plus la durée de la phase aérienne [75] et la vitesse d'exécution des mouvements augmentent [100].

Durant les années 1960, à la suite d'une série d'articles publiés par *Swimming Times* sur les plongeurs vrillés, il y a eu une controverse concernant la possibilité de créer une vrille une fois dans les airs. Alors que Barrow [10] croyait déjà en la possibilité de créer une vrille en inclinant le corps de manière à le sortir du plan de salto (vrille aérienne), Eaves [61] et Rackham [145] cherchaient à prouver que la technique de contre-mouvement des hanches (vrille de chat) était la seule façon possible de créer une vrille dans un salto sans toutefois fournir de données expérimentales ni de preuves convaincantes [164]. Souvent appelée vrille de chat, cette technique permet de générer un mouvement de rotation en phase aérienne, et ce, sans moment cinétique du corps. Cependant, l'efficacité de cette technique est limitée puisqu'un cycle de contre-rotation des hanches ne peut produire qu'une demi vrille, et ce, lorsque la flexion aux hanches est suffisante. Le nombre de cycles est donc restreint par la durée de la phase aérienne [184]. À la suite de travaux effectués par Travis [161] en 1968, Rackham [146] n'a eu d'autres choix que d'accepter la possibilité de provoquer une inclinaison du corps grâce à une asymétrie entre les bras. Bartee [11], Bartee et Dowell [12] ont démontré la possibilité de créer une vrille après avoir quitté le sol grâce à une étude expérimentale sur des plongeurs effectués à partir d'une plateforme pivotante. Plus efficace et esthétique que la vrille de chat, cette technique de vrille dite aérienne permet de produire jusqu'à quatre vrilles par salto [184].



1.1.3 Les principes mécaniques

Afin d'expliquer la vrille aérienne, il est nécessaire de revenir sur certains principes mécaniques. Au moment du décollage, le sportif possède un état initial, caractérisé par sa position et sa vitesse, qui déterminera sa trajectoire en phase aérienne. Une fois dans les airs, la vitesse horizontale du centre de masse demeure constante tandis que son mouvement vertical est soumis à l'accélération gravitationnelle. Durant la phase aérienne, on considère que dans la plupart des activités sportives, la résistance de l'air est négligeable et donc que le centre de masse du corps suit une trajectoire parabolique déterminée par la position et la vitesse au moment du décollage. Wooten et Hodgins [176] et Van Gheluwe [164] ont considéré que l'air ne ralentissait pas significativement un plongeur tombant à la vitesse d'environ 15 m/s suite à un plongeon de la plateforme du 10 m.

Pour rappel, les équations de la chute libre en translation sont :

$$\begin{aligned}\sum \vec{F}_{ext} &= m \vec{a} \\ \sum \vec{F}_{ext} &= \vec{P} = m \vec{g}, \\ \vec{a} = \vec{g} &= \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ g \end{pmatrix}, \\ \vec{v}(t) &= \vec{g} t + \vec{v}_0, \\ \vec{x}(t) &= \frac{1}{2} \vec{g} t^2 + \vec{v}_0 t + \vec{x}_0,\end{aligned}$$

où \vec{a} , \vec{g} , \vec{v} , \vec{x} et t désignent respectivement l'accélération, l'accélération gravitationnelle, la vitesse, la position et le temps.



À ces équations du mouvement linéaire s'ajoute celle du mouvement angulaire qui caractérise l'effet de rotation suite à l'application d'une force :

$$\sum \vec{M}_{0,F_{ext}} = I\vec{\alpha} = \frac{d\vec{\sigma}}{dt}, \quad (1.1)$$

où \vec{M} , I , $\vec{\alpha}$, $\vec{\sigma}$ et t correspondent respectivement au moment cinétique, au moment d'inertie, à l'accélération angulaire, au moment cinétique et au temps.

Comme la seule force restant en chute libre est le poids de l'individu appliqué au centre de masse, le moment cinétique au centre de masse demeure constant tout au long de la phase aérienne. La rotation en salto est donc initiée dès l'impulsion avec un moment cinétique selon l'axe médio-latéral.

La phase d'impulsion d'une acrobatie aérienne est importante puisque c'est durant cette courte période que l'athlète peut appliquer les forces pour ajuster les positions, les vitesses et le moment cinétique initial qui lui permettront d'exécuter son saut et de potentiellement réussir son atterrissage ou son entrée à l'eau. Durant la phase aérienne, l'athlète possède un contrôle limité sur l'exécution de son acrobatie puisque la trajectoire de son centre de masse et le moment cinétique global du corps au centre de masse ne peuvent être modifiés. L'athlète peut faire varier son moment d'inertie ou encore bénéficier du transfert de moment cinétique entre les segments. Ainsi, même avec un moment cinétique nul selon les trois axes de rotation, il est possible de créer de la rotation en vrille. En effet, la vrille de chat est produite sans moment cinétique initial ni en vrille, ni en salto, à partir de contre-rotations des hanches permettant de maintenir le moment cinétique global nul. Dans le même ordre d'idées, lors d'un mouvement de salto, le moment cinétique selon l'axe médio-latéral du corps peut être accompagné ou non d'un moment cinétique initial selon l'axe longitudinal du corps. Lorsqu'un moment cinétique initial selon l'axe longitudinal est créé au moment de l'impulsion, la vrille produite correspond à une vrille de contact. Dans le cas où le sportif n'a qu'un moment cinétique en salto, il lui sera possible de produire une rotation selon l'axe longitudinal une fois en phase aérienne grâce à la technique de vrille aérienne. Puisque le moment cinétique en salto est conservé en phase aérienne (équation 1.1), des mouvements asymétriques des bras, des hanches ou du



tronc seront contre-balancés par une inclinaison du corps. Par exemple, l'adduction d'un seul bras (l'autre tendu au-dessus de la tête) provoquera l'inclinaison du corps du côté opposé au bras. Cette action entraînera la modification des axes d'inertie et se traduira par l'apparition d'une composante de moment cinétique selon l'axe longitudinal du corps, initiant alors la vrille.

La vrille peut donc être initiée non seulement au moment du contact, mais aussi durant la phase aérienne et ce, à partir du moment cinétique global du corps en salto par la technique de la vrille aérienne ou encore par la technique de la vrille de chat lorsque le moment cinétique du corps est nul [164].

1.1.4 Le contexte du plongeon

Discipline olympique depuis 1904, le plongeon comporte plusieurs épreuves au départ d'un tremplin ou d'une plateforme dont la hauteur varie entre 1 et 10 m. La Fédération Internationale de Natation (FINA) qui administre les cinq sports aquatiques dont le plongeon, a la responsabilité de standardiser les règles de chaque discipline. Le règlement D 6.9.5.1 de la FINA stipule que «pour les plongeurs avec tire-bouchon, la vrille ne doit manifestement pas être déclenchée du tremplin ou de la plateforme, sinon le juge réduira sa note selon sa propre opinion». Cette réglementation implique donc que la technique de vrille aérienne soit la plus utilisée puisque la vrille de chat n'est pas efficace et que la vrille de contact entraîne une perte de points. Toutefois, dans certains plongeurs, il n'est pas rare de constater que la vrille est initiée pendant l'impulsion. Lorsque elle-ci est visible dans le plan frontal par la position du corps incliné ou déjà en rotation, elle est toutefois difficile à repérer par les juges en raison de leur emplacement et de la rapidité d'exécution des mouvements par les athlètes. La vitesse angulaire selon l'axe longitudinal au décollage n'est pas nécessairement associée à un angle de rotation, ce qui ne permet pas de percevoir la vrille de contact. De plus, lorsque la vrille de contact est présente, elle est habituellement combinée à une technique de vrille aérienne.

Tout en respectant les règlements, les plongeurs doivent effectuer des acrobaties à la

fois difficiles et esthétiques de manière à obtenir le pointage le plus élevé possible. Ce pointage est déterminé d'une part, par le jury qui donne une note d'exécution en tenant compte de toutes les étapes du saut, de l'envol à l'entrée à l'eau et d'autre part, par le coefficient de difficulté attribué à chaque saut en fonction du groupe, du nombre de saltos et de vrilles, de la position et de la hauteur de saut.

La compréhension des multiples techniques de plongeon est essentielle non seulement pour l'apprentissage, l'enseignement et l'entraînement des acrobaties, mais aussi pour l'optimisation de la performance. Il est important de comprendre comment créer la vrille et comment contrôler la phase aérienne pour maximiser la rotation. Sans toutefois déterminer la contribution de chaque technique de vrille, les premières études cinématographiques effectuées par McCormick [120], Winter [171], Mood [134], Bangerter et Leigh [9] ont permis l'observation des conséquences de la gestuelle des segments sur le mouvement global du corps lors de saltos vrillés. Lorsqu'il est question de décortiquer les techniques utilisées pour produire les différents types de vrilles, une analyse mécanique s'impose. Les études citées précédemment ont permis une meilleure compréhension des mouvements, mais lorsqu'il s'agit d'approfondir celle-ci, la modélisation et la simulation deviennent pratiquement indispensables.

1.2 La simulation numérique des mouvements sportifs

1.2.1 Les intérêts de la simulation

La simulation numérique s'avère être une alternative à l'expérience pour l'étude et l'amélioration des performances sportives. Elle permet de mieux comprendre le mouvement ([paragraphe 1.2.1.1](#)) et d'optimiser la performance ([paragraphe 1.2.1.2](#)).

1.2.1.1 La compréhension du mouvement

La simulation est une solution intéressante lorsqu'il est difficile d'étudier un sujet de façon expérimentale. Lorsqu'il s'agit d'étudier les coordinations musculaires lors d'une



activité, il peut être difficile de demander à des sujets de modifier volontairement leur coordination afin d'en évaluer les effets. La simulation numérique a été employée dans des activités sportives variées afin de remédier à cette problématique. Par exemple, en kayak, le geste est grandement reproductible et il est très difficile pour un athlète d'effectuer des changements quant à la vitesse et à l'amplitude de son mouvement tout en conservant un haut niveau de performance [15]. La simulation est donc une alternative intéressante qui permet d'étudier plusieurs cycles de pagayage différents et de contrôler chaque paramètre afin d'en constater l'effet sur le mouvement [15]. Au plongeon, Cheng et Hubbard [44] se sont intéressés à l'effet du mouvement de balancement des membres supérieurs lors de l'impulsion sur le tremplin. Lorsqu'il est question d'exécuter le mouvement sans le balancement des bras, le manque de pratique de l'athlète n'effectuant jamais ce genre de gestes affecte la performance [44]. Pour mesurer l'influence de la coordination des membres supérieurs, la simulation permet de contrôler les paramètres à modifier afin d'obtenir les meilleures performances pour chaque condition. La simulation peut également permettre de cibler les améliorations possibles quant à la technique d'atterrissage à la suite d'une acrobatie au saut en gymnastique de même qu'aux habiletés gymniques tout en évaluant les risques associées à ces améliorations potentielles [128]. Dans le même ordre d'idées, Hiley et Yeadon [85] ont déterminé la fenêtre de temps durant laquelle les gymnastes peuvent lâcher la barre pour réaliser une sortie en double salto à la barre fixe (pour les hommes [85]) et aux barres asymétriques (pour les femmes [86]). Les mêmes auteurs ont porté leur attention sur le mouvement qui précède la sortie de barre, soit le de grand tour accéléré, afin de déterminer la technique menant à une plus grande fenêtre de temps [85, 88].

En plus de permettre une meilleure compréhension quant à l'exécution d'un mouvement sportif, la simulation permet de quantifier la contribution d'une modification de la technique sur la performance et donc d'évaluer l'efficacité de celle-ci [188]. Par exemple, Yeadon [184] s'est intéressé à la simulation de différentes techniques de vrilles aériennes. Il a comparé l'efficacité de la technique par contre-rotation des hanches et des bras (vrille de



chat) à celle par mouvements asymétriques des bras (vrille aérienne) pour en conclure que la technique de contre-rotation n'est pas efficace pour réaliser des saltos vrillés. En kayak, la simulation a permis [15] d'évaluer la contribution à la performance de la technique impliquant des mouvements asymétriques de pédalage effectués par les membres inférieurs lors du pagayage. Cette technique s'est avérée plus efficace que celle avec le bassin fixe puisqu'elle a amélioré de 6 % la performance du modèle et réduit de 4 % les efforts articulaires. Les méthodes numériques permettent d'estimer les forces et les efforts articulaires pour un mouvement et d'étudier leurs rôles dans le mouvement [20]. Au saut de cheval, King et Yeadon [106] se sont intéressés à l'action de l'épaule lors de la phase de contact avec la table de saut pour déterminer les facteurs ayant une influence sur la performance. En modifiant l'action du générateur d'efforts articulaires modélisé à l'épaule, ils ont pu constater que les efforts articulaires à l'épaule sont relativement faibles et qu'une variation de ceux-ci n'entraîne pas de changement important sur la rotation du corps. Cela suggère que la capacité de produire de grands efforts articulaires à l'épaule n'est pas une limite pour le gymnaste. D'autres facteurs seraient plus déterminants. C'est le cas de la souplesse de l'articulation de l'épaule et des conditions d'entrée en contact avec la table, c'est-à-dire l'angle entre le membre supérieur et le tronc de même que l'orientation du corps [106]. Jackson [96] s'est également intéressée à la simulation de la performance d'un gymnaste au saut afin de mieux comprendre la relation entre les conditions initiales d'entrée en contact avec la table de saut et la technique utilisée durant toute cette phase de contact. Elle s'est penchée sur la phase précédant le contact avec la table de saut menant à l'adoption d'une configuration d'entrée particulière, de même que sur l'interaction entre le gymnaste et la table afin de déterminer leur importance sur la performance finale. La simulation du mouvement avec des modifications précises des paramètres ou des entrées du modèle permet une meilleure compréhension des techniques et c'est pourquoi la simulation de la phase aérienne du plongeur est l'objectif de ce travail de maîtrise.



1.2.1.2 L'optimisation de la performance

Une fois que le mouvement est bien compris, la technique peut être optimisée dans le but d'améliorer les performances. Les modèles de simulation peuvent être combinés à des méthodes d'optimisation numérique dans le but d'optimiser la gestuelle et par le fait même les performances sportives. Ceux développés par Jackson [96] ont permis de trouver la configuration d'entrée en contact avec la table de saut et la technique optimale afin de maximiser la rotation en salto de même que la hauteur de saut à la suite du contact sur la table de saut. Les résultats suggèrent que l'amélioration de la performance par une modification de la technique est très limitée. Cependant, la configuration du corps lors de l'entrée en contact avec la table présente un potentiel d'amélioration intéressant sur la performance.

La simulation permet également de quantifier les contributions à la performance des caractéristiques du sportif telles que sa flexibilité et sa force. C'est ce que Begon *et al.* [16] ont étudié à la barre fixe dans le contexte d'un grand tour arrière proche de la barre en optimisant le mouvement pour quatre niveaux de flexibilité définis par les angles de flexion aux hanches (100° , 110° , 120° et 130°) auxquels l'effort articulaire passif de la hanche est représenté par une fonction exponentielle. Pour chaque niveau de flexibilité, les auteurs ont obtenu le mouvement optimal minimisant les efforts articulaires aux hanches et aux épaules [16]. Les efforts articulaires les plus importants sont produits pour les gymnastes les moins souples ce qui implique que le gymnaste compense ce manque en étant plus fort [16].

Combinée à des mesures biomécaniques, la simulation permet de comprendre les principes sous-jacents aux mouvements étudiés et peut être utilisée afin d'améliorer les mouvements et la formation des athlètes [130]. De leur côté, Hiley [87], Hiley et Yeadon [89] se sont intéressés à l'amélioration de la performance à la barre haute en évaluant le taux de réussite du *tkachev* en fonction de modifications quant à la technique, à la force et à la flexibilité du gymnaste. Ils ont pu déterminer qu'une modification particulière de la tech-



nique était responsable d'une diminution de la variabilité de la performance puisqu'elle permettait au gymnaste de réussir son acrobatie 69 % du temps plutôt que 17 % avec sa technique initiale. Dans l'optique de surpasser les performances actuelles, le *tkachev* a également été étudié par Cuk *et al.* [51] qui ont évalué la faisabilité d'un nouvel élément jusque là inexistant basé sur le *tkachev*. Cette acrobatie à la barre fixe s'effectue en position tendue ou avec les jambes à l'écart, mais Cuk *et al.* [51] ont démontré que les gymnastes qui performant le *tkachev* en tendu avec une hauteur importante pourrait réaliser un salto avant additionnel en position groupée avant de rattraper la barre.

1.3 La modélisation mathématique

Peu importe l'activité étudiée et que l'objectif visé soit la compréhension du mouvement, la quantification d'une modification technique, l'optimisation de la performance ou l'étude de la faisabilité d'une nouvelle acrobatie, la simulation nécessite la modélisation mathématique du phénomène. Deux approches peuvent être utilisées pour formuler un problème de simulation, soit la dynamique directe ou la dynamique inverse. Lorsqu'il s'agit de dynamique directe, le problème vise à déterminer le mouvement résultant à partir des actionneurs du modèle. Ces derniers peuvent correspondre aux forces musculaires, aux efforts articulaires ou encore à la cinématique articulaire et influencent le type de modèle développé (sous-section 1.3.1). Dans les deux premiers cas, la cinématique articulaire constitue une des sorties du modèle. Cependant, elle peut aussi être utilisée comme données d'entrée du modèle. Dans cette situation, les sorties correspondent alors à la cinématique du corps complet définie par les mouvements du centre de masse ou du segment racine, c'est-à-dire le segment qui constitue l'origine de la chaîne cinématique. Cette façon de faire est communément appelée la simulation dynamique et le modèle développé prend le nom de modèle de simulation. Le modèle de simulation a pour but de représenter mathématiquement un système, ses composantes et leurs interactions dans une forme plus simple afin d'en étudier certains éléments [76]. La représentation du corps consitue le



modèle géométrique (sous-section 1.3.2) et s'exprime ensuite à la manière d'un ensemble d'équations numériques caractérisant le système, ce qui constitue le modèle dynamique (sous-section 1.3.4).

1.3.1 Les différents types de modèles

Il est possible de classer les modèles selon la manière dont ils sont pilotés, que ce soit par les angles articulaires, les forces musculaires ou encore les efforts articulaires. Le premier est dit squelettique et comporte uniquement la modélisation des os, alors que les deux derniers sont dits musculo-squelettiques et comportent la modélisation des muscles en plus des os. Dans le cas d'un modèle musculaire, les entrées du modèle sont les forces produites par chaque muscle individuellement au cours du temps. Pour un modèle piloté par les efforts articulaires, les entrées correspondent aux efforts produits par un regroupement de muscles formant une unité autour de l'articulation [72]. Celui de Buchanan *et al.* [30] est de type neuromusculo-squelettique et l'entrée du modèle correspond à la commande nerveuse acquise par électromyographie (EMG). Plusieurs facteurs, soit le gain de l'amplificateur, le type d'électrodes, le placement des électrodes et la composition corporelle de l'individu font varier le signal EMG [30]. De plus, la relation entre l'activation musculaire et la force musculaire est encore peu connue [30]. Le modèle de Huxley [95], mais surtout celui de Hill [91] proposant des relations entre la force et la longueur du muscle de même qu'entre la force et la vitesse de contraction, servent typiquement de bases pour l'élaboration de modèles de type musculaire. La plupart des modèles pilotés par les forces musculaires ont été développés dans le but d'étudier la marche, la course ou le saut. Ainsi, plusieurs modèles concernent uniquement les membres inférieurs tels que les modèles à huit [138], neuf [156] et cinquante-huit muscles [152].

Plus complexes, des modèles du corps complet à 54 [5] et 240 muscles ont été créés [82]. Le modèle de Hatze [82] est l'un des modèles musculaires les plus complexes avec 17 segments, 42 degrés de liberté et 240 muscles. Ce type de modèle présente les avantages de tenir compte des constitutions des muscles et de la bi-articularité de certains. Toutefois, il



est également accompagné de l'inconvénient important qu'est la difficulté de connaître les paramètres pour chaque muscle [103]. Les valeurs utilisées proviennent donc de la littérature et sont souvent issues d'études effectuées sur des cadavres, ce qui rend l'évaluation du modèle difficile [103].

Les modèles musculo-squelettiques sont intéressants dans l'optique d'étudier des sujets plus fondamentaux tels que les patrons de coordination neuromusculaire qui apportent des connaissances sur les instants auxquels les muscles doivent être activés ou non [113]. Cependant, la modélisation demeure complexe et elle peut présenter des incertitudes quant aux comportements mécanique et physiologique des muscles [113]. De plus, les modèles musculo-squelettiques ne sont appropriés que dans les cas de mouvements ayant une dynamique importante et une gestuelle complexe [113] et sont difficilement personnalisables dû au grand nombre de paramètres nécessaires. En raison des difficultés liées à la détermination des paramètres par des techniques dispendieuses d'imagerie, la plupart des modèles pilotés par les muscles sont simples, génériques et en deux dimensions (2D) [188].

Les modèles pilotés par les efforts articulaires sont moins complexes et ont l'avantage de permettre la détermination des paramètres spécifiques aux sujets obtenus à l'aide d'un dynamomètre isocinétique [128]. Plusieurs modèles pilotés par les efforts articulaires ont été développés pour différentes activités sportives, par exemple, le saut en gymnastique masculine [96], le tumbling [187] le plongeon au tremplin [157] et les saltos au trampoline [23]. Le modèle à cinq segments de Sprigings et Miller [157] piloté par les efforts articulaires pour l'étude du plongeon tenait compte de la relation force-vitesse d'un muscle, mais n'incluait pas les propriétés liées à la relation force-longueur. Cheng et Hubbard [44] ont tenu compte de ces limitations pour l'élaboration de leurs modèles à quatre et cinq segments.

À l'opposé des modèles musculo-squelettiques, les modèles pilotés par les angles articulaires sont plus simples à contrôler. Ils comportent généralement un plus grand nombre de degrés de liberté et sont utilisés afin d'étudier des activités qui ne sont pas limitées par la force, telles que le plongeon [123] ou certaines disciplines gymniques [18, 85]. Ils



ont l'avantage de pouvoir être personnalisés grâce à des paramètres spécifiques au sujet tels que les paramètres inertiels segmentaires et la position des centres articulaires. Ce dernier type de modèle semble le plus approprié pour la simulation de la phase aérienne des plongeurs d'autant plus que les entraîneurs sont plus familiers avec des termes d'angles articulaires, ce qui facilitera leur compréhension ainsi que la communication.

1.3.2 Le modèle géométrique

Le modèle géométrique comprend l'organisation spatiale et l'articulation des segments les uns par rapport aux autres. Celui-ci doit être le plus simple possible tout en étant suffisamment complexe pour caractériser le mouvement étudié [188]. De façon générale, les segments du corps sont représentés par des corps rigides qui s'articulent entre eux et forment un système polyarticulé. Les articulations correspondent à des degrés de liberté et sont modélisées de manière à respecter le mieux possible leur fonction physiologique. Elles sont souvent modélisées comme des pivots avec un degré de liberté ou des rotules avec trois degrés de liberté.

Si l'activité le permet et que le corps demeure symétrique dans le plan sagittal, la modélisation planaire en deux dimensions s'avère avantageuse puisqu'elle permet de réduire le nombre de segments et de degrés de liberté. Ainsi, des modèles 2D ont permis d'étudier des mouvements tels que la course [99], des mouvements acrobatiques à la barre fixe [85], des mouvements de saltos au tumbling [105], le saut en gymnastique artistique masculine [97, 106] et le plongeon [108, 123, 186]. Dans le cas de mouvements ne pouvant être représentés dans un même plan tels que les saltos vrillés, un modèle 3D est nécessaire [184, 185].

Certains modèles comportent peu de segments et de degrés de liberté dont ceux de Sprigings et Yeadon [158] et de King *et al.* [104] développés pour étudier le saut en gymnastique. Alors que ces deux modèles 2D comportent uniquement deux segments (un segment «bras» et un segment «corps») reliés entre eux par l'articulation de l'épaule, d'autres sont plus élaborés tels que celui de King et Yeadon [102, 105] qui comporte cinq segments



pour l'étude des double saltos en tumbling. Des modèles 3D existent tels que le modèle à 11 segments et 17 degrés de liberté développé par [185] afin d'étudier les saltos vrillés ainsi que le modèle à 8 segments et 12 degrés de liberté de Begon *et al.* [18] pour étudier des mouvements à la barre fixe. D'autres, plus complexes, sont ceux à 31 degrés de liberté répartis sur 18 segments développé pour le kayak sur ergomètre par Begon *et al.* [15] et à 31 degrés de liberté sur 12 segments développé par Felis *et al.* [68] pour la marche.

Dans le cas de mouvements de grande envergure tels que les acrobaties aériennes, un modèle représentant le corps complet est conçu et dans certains cas, l'environnement avec lequel il interagit est aussi modélisé (par exemple le tremplin [43], le tapis de tumbling [105] ou la barre fixe [86]). Différents types de modèles géométriques du corps complet ayant des niveaux de complexité variables ont été développés depuis plusieurs années dans le domaine du sport.

En ce qui concerne le plongeon, plusieurs chercheurs se sont intéressés au plongeon sur tremplin avec élan [124, 126, 127, 154]. Cheng et Hubbard [43] se sont intéressés aux patrons moteurs optimaux permettant de maximiser la hauteur de saut à partir d'un plongeon sans élan au tremplin en comparaison avec des départs sur plateforme. Pour ce faire, ils ont développé un modèle à seulement deux degrés de liberté représentant le genou de même que le tremplin dont la rigidité est réglable. Pour l'objectif de leur étude, ce modèle simple leur a permis d'obtenir des résultats concluants concernant les stratégies permettant de maximiser la hauteur de saut. Des modèles à cinq segments ont aussi été développés pour étudier l'influence du balancement des membres supérieurs lors de l'impulsion [44] et pour trouver la coordination optimale de l'extension des genoux [157].

Du côté des plongeurs sans élan à partir d'une plateforme, la plupart des auteurs ayant développé des modèles l'ont fait dans l'optique de développer des algorithmes de synthèse optimale performants permettant de générer des mouvements réalistes. Ainsi, puisque la complexité affecte le temps de simulation, la plupart des modèles développés sont simples. Le [tableau 1.1](#) présente les modèles 2D et 3D développés pour le plongeon.



Tableau 1.1 – Tableau récapitulatif des modèles de simulation développés pour l'étude du plongeon. L'abréviation NDDL désigne le nombre de degrés de liberté.

Articles	Type de plongeon	Actionneurs	Segments	NDDL	Objectif
Murthy et Keerthi [136]	Plateforme 10 m	Angles articulaires	2 (salto arrière) et 4 (salto avant)	1 à 3	Générer des plongeurs réalistes par synthèse optimale. Deux plongeurs découpés en trois phases
Liu et Cohen [116]	Plateforme	Couples articulaires	4	4	Simplifier les techniques de simulation et de synthèse optimale pour générer des plongeurs rapidement
Crawford et Sastry [49]	Plateforme	Couples articulaires	3	5	Générer des plongeurs réalistes par synthèse optimale avec un algorithme d'apprentissage par renforcement
Albro <i>et al.</i> [3]	Plateforme, phase aérienne	Couples articulaires	7	9	Générer des plongeurs réalistes par synthèse optimale avec le moins possible d'information <i>a priori</i>
Cheng et Hubbard [43]	Tremplin, impulsion	Couples articulaires	2	2	Étudier les stratégies optimales permettant de maximiser la hauteur de saut sur une surface compliant
Cheng et Hubbard [44]	Tremplin, impulsion	Couples articulaires	4 (sans bras) et 5 (avec bras)	4 et 5	Étudier la contribution des membres supérieurs lors de l'impulsion afin de maximiser le nombre de saltos
Yeadon <i>et al.</i> [186]	Tremplin	Angles articulaires	8	13	Déterminer les paramètres du modèle par optimisation en minimisant la différence entre les plongeurs simulés et réels
Koschorreck et Mombar [108]	Plateforme 10 m	Couples articulaires	6	8	Générer des plongeurs optimaux par <i>direct multiple shooting</i>
Sprigings et Miller [157]	Tremplin et plateforme, impulsion	Couples articulaires	5	4	Comprendre la coordination optimale permettant de maximiser la hauteur de saut et la rotation
Wooten et Hodgins [175, 176]	Plateforme 10 m	Couples articulaires	15	18 et 32	Générer des animations de plongeurs dans un environnement virtuel de simulation numérique
Zhao et van de Panne [193]	Plateforme 5 m	Angles et couples articulaires	13	26	Générer des plongeurs réalistes par la technique d'animation «image-clé» (<i>keyframing</i>) et la simulation numérique
Koschorreck et Mombar [108]	Plateforme 10 m	Couples articulaires	7	10	Générer des plongeurs optimaux par <i>direct multiple shooting</i>



Les modèles permettant de simuler les saltos vrillés sont tridimensionnels et comportent plus de degrés de liberté. Toutefois, même pour les modèles les plus complexes, la colonne vertébrale et les épaules sont représentées par des charnières. Afin d’engendrer des mouvements plus réalistes, elles pourraient être représentées par des articulations sphériques [176]. Des modèles plus fidèles aux mouvements acrobatiques du plongeon doivent donc être développés.

1.3.3 Les paramètres du modèle

Outre la géométrie des segments, plusieurs paramètres sont à définir pour la mise en équations d’un modèle. Ceux-ci sont les paramètres de longueur des segments, d’inertie, d’efforts articulaires maximaux et de viscoélasticité. Dans le cas d’un modèle squelettique piloté par les angles articulaires, seuls les paramètres de longueur des segments, obtenus par la localisation des centres articulaires, ainsi que les paramètres inertiels segmentaires sont nécessaires. En effet, comme le modèle représente un système multi-corps polyarticulé, il est nécessaire de localiser les différentes articulations modélisées, de même que la géométrie de chacun des segments. Puisque plusieurs techniques sont disponibles, il est important de considérer leurs difficultés de mises en oeuvre et l’incertitude. Dans tous les cas, les simplifications apportées impliquent une incertitude sur les paramètres définis. Les différentes méthodes d’estimation des centres articulaires seront présentées ci-dessous (paragraphe 1.3.3.1) puis les méthodes de calcul des paramètres inertiels segmentaires (paragraphe 1.3.3.2).

1.3.3.1 La localisation des centres articulaires

L’analyse du mouvement humain à partir de l’enregistrement 3D des trajectoires de marqueurs cutanés nécessite la définition des systèmes de coordonnées associés aux différentes articulations. Il existe deux types d’approches permettant l’estimation des centres articulaires, soit l’approche prédictive et l’approche fonctionnelle. La première implique que le centre articulaire soit défini à partir de la géométrie des os, notamment des lon-



guez entre des repères osseux localisés par palpation. Elles sont basées sur l'hypothèse des segments rigides et indéformables et ont été utilisées pour localiser le centre articulaire de l'articulation glénohumérale par Campbell *et al.* [32] et Meskers *et al.* [122] ainsi que pour la hanche par Bell *et al.* [19], Davis *et al.* [53] et Seidel *et al.* [151]. Alors que ces approches comportent des sources d'erreurs liées aux équations de régression, aux mouvements de la peau et à la localisation des repères osseux, les approches fonctionnelles sont recommandées par la Société Internationale de Biomécanique¹ (ISB) [177, 178]. Celles-ci utilisent plutôt la géométrie de mouvements de flexion-extension, d'abduction-adduction, de rotation et de circumduction ainsi qu'un algorithme d'optimisation ou de moyenne à partir d'une redondance d'information.

La toute première méthode est celle proposée par Reuleaux [147] en 1876 qui a permis d'estimer l'axe de rotation à partir du déplacement d'un marqueur lors d'un mouvement planaire. Sujette à des erreurs importantes en raison des quantités différentielles auxquelles cette méthode a recours [29], une alternative a été proposée par Moorehead *et al.* [135] et permet d'améliorer la précision, principalement pour les articulations combinant glissement et pivotement tel que le genou. Plusieurs autres méthodes fonctionnelles ont été développées par la suite, dont celles de Woltring [172], de Soderkvist et Wedin [155], de Leardini *et al.* [111], ainsi que celles de Halvorsen *et al.* [79] qui se veut une alternative à la méthode de Woltring [172]. La méthode de Woltring [172] calcule la moyenne des axes hélicoïdaux afin de déterminer un axe unique à chaque articulation. Cette méthode a été utilisée par Chèze *et al.* [45] pour le coude ainsi que par Besier *et al.* [21] pour le genou.

La méthode de Halvorsen *et al.* [79] est basée sur l'hypothèse que chaque marqueur tourne autour d'un même axe de rotation. Celle de l'ajustement des sphères de Gamage *et al.* [74] a pour hypothèse que les distances entre le centre articulaire et les marqueurs externes sont constantes au cours du mouvement. Alors que Gamage *et al.* [74] ont affirmé que leur méthode d'ajustement des sphères était plus efficace que celle de Halvorsen *et al.* [79], Cereatti *et al.* [37] ont montré que les résultats des deux méthodes coïncidaient.



1. Traduction libre de *International Society of Biomechanics*

Cependant, celle de Halvorsen *et al.* [79] comporte davantage d'opérations, ce qui est associé à un temps de calcul plus long et à des erreurs d'arrondi. Halvorsen [78] a par la suite mis en évidence un biais dans l'approche d'ajustement des sphères de Gamage *et al.* [74] et a proposé un algorithme permettant de le compenser.

Les méthodes fonctionnelles ont été utilisées à plusieurs reprises pour la hanche par Cappozzo [33], Leardini *et al.* [111] Piazza *et al.* [140] et Camomilla *et al.* [31] ainsi que pour l'articulation glénohumérale par Cappozzo [33] et Woltring [172]. Plusieurs méthodes fonctionnelles ont été comparées à des méthodes prédictives pour l'articulation glénohumérale [133, 159, 165] et de la hanche [31, 111, 140, 166]. Lempereur *et al.* [115] ont comparé les cinq principales méthodes que sont l'ajustement des sphères [74], la méthode symétrique SCoRE (*Symmetrical Centre of Rotation Estimation*) [62], le calcul de l'axe hélicoïdal instantané [173], la méthode de normalisation [42] et l'algorithme de compensation du biais de l'ajustement des sphères [78]. Dans le but d'évaluer la précision et la reproductibilité de ces méthodes, la position du centre articulaire de l'articulation glénohumérale obtenue avec chaque méthode a été comparée à la position de référence obtenue par imagerie médicale [115]. Lempereur *et al.* [115] ont démontré que, pour toutes les cinq méthodes, une erreur de reproductibilité inférieure à 8,25 mm était obtenue. Bien qu'aucune différence significative ne soit observée, les méthodes SCoRE [62] et des axes hélicoïdaux [172] ont la plus faible erreur de répétabilité, soit 4,36 mm et 4,11 mm respectivement. Ces deux méthodes ont localisé le centre articulaire de l'articulation glénohumérale au même endroit [115, 131]. En ce qui a trait à la précision, la méthode de l'ajustement des sphères [74] est la plus précise suivi par la méthode SCoRE [62]. De plus, Begon *et al.* [17] ont montré que la méthode SCoRE [62] était précise, et ce, principalement pour les articulations sphériques telles que la hanche. Selon leurs recommandations, la précision de cette méthode est augmentée si plusieurs cycles de mouvements spécifiques plus ou moins standardisés selon les trois axes de rotation sont réalisés et si ceux-ci sont de grande amplitude. De plus, cette méthode est compatible avec un nombre important de marqueurs ajoutant une redondance d'information avantageuse quant à l'optimisation des matrices de rotation.



Même si le temps de traitement est augmenté par les essais supplémentaires, l'acquisition des mouvements nécessaires est plus rapide que des palpations précises lors de l'expérimentation. Or, comme l'acquisition dans un milieu sportif public est limitée dans le temps et que la précision est importante, l'utilisation d'une méthode fonctionnelle est plus appropriée. Étant donné la rapidité de mise en oeuvre, la précision et la reproductibilité de la méthode SCoRE [62], celle-ci semble préférable pour le contexte de ce projet.

1.3.3.2 L'estimation des paramètres inertiels segmentaires

Dans le cas d'un modèle squelettique piloté par les angles articulaires, une fois les longueurs segmentaires déterminées par la localisation des centres articulaires, seuls les paramètres inertiels segmentaires (PIS) sont nécessaires. Étant donné qu'il est question de développer un modèle dans le but de l'évaluer avant de l'utiliser, l'idée est de choisir des méthodes qui puissent permettre de personnaliser ces paramètres. Dès qu'une étude aspire à fournir une analyse dynamique, celle-ci requiert la connaissance des paramètres inertiels segmentaires, c'est-à-dire la masse, la position du centre de masse et les moments d'inertie de chaque segment [188] pour générer les équations du mouvement. La méthode utilisée pour l'estimation de ces paramètres a une influence sur les résultats de la simulation et leur incertitude. On distingue deux types principaux de modèles anthropométriques, soit les modèles proportionnels [48, 55, 57, 119, 125, 170, 191] ou les modèles géométriques [81, 82, 181]. Les premiers se basent sur des équations de régression faisant appel à une ou plusieurs variables telles que la masse totale du corps pour la masse des segments ou la longueur des segments pour la position des centres de masse segmentaires. Qu'il s'agisse d'étudiants sportifs [191], de soldats [119] ou d'hommes caucasiens âgés [57], les équations sont obtenues à partir de mesures sur des populations homogènes et un nombre restreint d'individus. Même en tenant compte de la population de référence, du nombre de variables et de la segmentation du corps, les paramètres inertiels segmentaires obtenus à l'aide des méthodes de régression sont stéréotypés.

L'erreur obtenue par Dapena [52] entre les valeurs simulées et réelles des angles de



rotation en salto, en vrille et en inclinaison proviendrait des paramètres inertiels segmentaires estimés à l'aide de tables anthropométriques de Dempster [57]. La personnalisation des paramètres inertiels segmentaires à un sujet présente l'avantage important de permettre l'évaluation du modèle par la comparaison des essais simulés avec les performances réelles du même sujet en limitant l'erreur associée à ces valeurs. De plus, les résultats de la simulation sont plus précis grâce aux méthodes d'estimations des paramètres inertiels segmentaires qui permettent une meilleure individualisation [109].

Dans l'optique de personnaliser le modèle de simulation au sportif, il est nécessaire d'opter pour un modèle anthropométrique géométrique. Bien que la simplification des segments en formes géométriques simples puisse être une source d'erreur selon le modèle choisi, les modèles géométriques présentent l'avantage considérable de calculer les paramètres inertiels segmentaires en fonction de mesures effectuées sur le sportif. Certaines méthodes nécessitent un grand nombre de mesures, telles que les modèles de Hanavan [81], Yeadon [181] et de Hatze [82] qui en demandent respectivement 24, 95 et 246. Hormis les limites associées à ces mesures, seules les valeurs de densité provenant de tables anthropométriques, par exemple celle de Dempster [57] dans le cas du modèle de Yeadon [181], représentent une limite additionnelle à l'utilisation des modèles mathématiques. De plus, le modèle de Yeadon [181] a l'avantage de respecter davantage la géométrie du tronc en le modélisant sous la forme d'un stadium, ce qui apporte une meilleure précision. Ce dernier est souvent utilisé pour les mouvements gymniques comme le tumbling [105], le saut en gymnastique [106, 129], les barres asymétriques [90] et le ski acrobatique [189]. Dans le contexte d'analyse mécanique de saltos vrillés au plongeon, ce modèle semble être le meilleur compromis quant aux exigences du protocole et à la précision des paramètres inertiels segmentaires personnalisés à l'athlète.

1.3.4 Le modèle dynamique

Tous les paramètres déterminés précédemment sont exprimés sous la forme d'un modèle dynamique, c'est-à-dire d'un système d'équations qui caractérise la dynamique du



mouvement du système multi-corps. La complexité associée à la représentation du corps influence le modèle dynamique de même que le temps de résolution des calculs nécessaires à la simulation [116]. Ainsi, la deuxième loi de Newton et le théorème du moment cinétique (Euler) peuvent être utilisés dans le cas d'un modèle simple à peu de segments avec une formulation «à la main» (par exemple Hiley et Yeadon [85]). Toutefois, lorsqu'il s'agit d'un modèle complexe, il est préférable d'utiliser un générateur d'équations symboliques tels que MapleSim et HuMANs (*Humanoid Motion and Analysis*) [168] permettent de générer les équations du mouvement sous la forme de code source. Ces générateurs d'équations expriment la dynamique du système multi-corps grâce aux équations du mouvement et génèrent des algorithmes sous différents formalismes [65]. Les différents formalismes communs sont ceux de Kane, de Newton-Euler [3, 13, 108], de Euler-Lagrange [116, 136] et de Hamilton. Le choix du formalisme utilisé influence ensuite le choix de la méthode choisie pour l'intégration des équations du mouvement [50]. En effet, la stabilité des équations différentielles est déterminante de l'application de la méthode numérique [117]. Le formalisme d'Euler-Lagrange présente l'avantage de calculer la dynamique en une opération puisqu'il n'est pas itératif à la différence des équations de Newton-Euler [94]. Pour utiliser la simulation de manière interactive dans un environnement virtuel, il est nécessaire que les algorithmes permettent la simulation en temps réel [176]. Alors que durant les années 1990, il était encore difficile d'effectuer la simulation en temps réel [27], l'augmentation de la vitesse des processeurs utilisés maintenant a permis d'accélérer considérablement la simulation [192]. Dans les travaux de Murthy et Keerthi [136], celle-ci pouvait même être beaucoup plus lente : La simulation d'un plongeur du 10 m d'une durée d'environ 1,5 s avec un modèle à 4 degrés de liberté prenait un minimum de 10 minutes. Du côté de Wooten et Hodgins [176], la simulation du plongeur était environ 7,5 fois plus lente que le mouvement réel en fonction des ordinateurs utilisés. De plus, la façon dont les équations sont écrites influence le temps de calcul et peut être responsable de temps de calcul jusqu'à 10 fois plus long [136]. De nos jours, la simulation d'un plongeur du 5 m peut être 3,7 fois plus rapide que le mouvement en temps réel avec un modèle tel que celui à 26 degrés de



liberté développé par Zhao [192].

Étant donné la complexité des équations qui forment le modèle dynamique, l'intégration de l'équation se fait à l'aide d'un solveur d'équations différentielles ordinaires (EDO). La précision et la stabilité des méthodes numériques disponibles sont des aspects importants à considérer en plus du coût de calcul. Les méthodes de résolution d'Euler figurent parmi les moins stables et les moins précises, même lorsqu'elles sont comparées à des méthodes qui utilisent le même pas (*stepsize*) [144]. Les méthodes Runge-Kutta, Adams, Burlisch-Stoer et prédictrice-correctrice² (*Euler's predictor-corrector*) figurent parmi les plus populaires et les plus développées [92, 153]. Souvent utilisée en ingénierie, la méthode Runge-Kutta de second ordre, aussi connue sous le nom de «méthode d'Euler améliorée», implique que l'équation soit intégrée à deux reprises à chaque intervalle. Elle est seulement un tantinet plus précise que la méthode d'Euler. Le fonctionnement général de ces méthodes est de trouver une solution sur un intervalle en combinant l'information obtenue à chaque pas. Meilleures que la méthode d'Euler, les méthodes Runge-Kutta offrent un bon compromis quant à la précision, à la stabilité et aux temps de calcul.

De façon générale, une méthode Runge-Kutta ayant un ordre plus élevé pourra produire des résultats plus précis. Ceci n'est toutefois pas le cas lorsqu'il s'agit d'une méthode Runge-Kutta d'ordre 5. En effet, bien que cette méthode soit théoriquement plus précise, le fait qu'il ne soit pas possible de contrôler l'erreur de troncature, c'est-à-dire la différence entre la vraie réponse et la réponse obtenue à l'aide de calculs, affecte l'intérêt d'utiliser cette méthode puisqu'il n'est pas possible de vérifier l'exactitude des résultats [144]. Les méthodes Runge-Kutta dites intégrées permettent de pallier ce problème en estimant l'erreur de troncature de chaque pas, ce qui permet le contrôle automatique de celle-ci par la variation de la taille du pas. La grande flexibilité dans la taille du pas variable permet aux méthodes Runge-Kutta intégrées d'être plus performantes que les méthodes d'Adams [36]. Les méthodes Runge-Kutta intégrées sont les méthodes les plus largement utilisées [25, 58, 92, 94, 108, 157]. Parmi les multiples variantes, les méthodes de



2. traduction libre de *predictor-corrector*

Fehlberg, Dormand-Prince et Cash-Karp correspondent à une combinaison des méthodes Runge-Kutta d'ordre 4 et d'ordre 5. La méthode de Dormand-Prince s'intéresse à l'erreur globale sur l'intervalle [59] afin de gérer le comportement de la méthode numérique [153]. Ce contrôle est effectué à l'aide de l'implémentation d'un régulateur tel que le régulateur proportionnel intégral dérivé (contrôleur PID) et permet d'augmenter la stabilité ainsi que la précision. Si le problème est instable, l'erreur locale à chaque pas sera propagée et souvent amplifiée sur les pas suivants ce qui influence l'erreur globale et la solution numérique. Ce régulateur agit de trois manières avant d'adapter automatiquement la taille du pas initial de l'intervalle. Ainsi, l'action proportionnelle implique l'erreur à l'instant voulu, l'action intégrale concerne l'accumulation des erreurs précédentes et finalement, l'action dérivée s'intéresse à l'erreur future. Lorsque l'erreur est sous le seuil de tolérance, le pas est accepté. Au fur et à mesure que les pas sont acceptés et que le code se stabilise, l'algorithme augmente progressivement la taille des pas. Cependant, une augmentation soudaine de l'erreur fera réagir le contrôleur qui diminuera drastiquement la taille des pas. Ce rejet du pas tenté est coûteux en temps puisqu'il implique de reprendre le processus avec une taille de pas plus petite jusqu'à ce que le celui-ci soit accepté. Pour minimiser les temps de calculs, il est pertinent de mettre l'accent sur l'amélioration du contrôleur. La méthode Dormand-Prince est celle implémentée dans Matlab sous la fonction `ode45` ainsi que la méthode par défaut utilisée par Simulink. Cette fonction a été utilisée par plusieurs [94] et est suffisamment précise, stable et rapide pour s'appliquer à la simulation de la phase aérienne de plongeurs.

1.4 L'estimation de la cinématique articulaire

 Lorsque le modèle de simulation est personnalisé, il convient d'acquiescer des données réelles qui servent à la validation finale du modèle. Les angles articulaires sont ensuite calculés. Comme il s'agit de valeurs discrètes, une fonction d'approximation dérivable doit être utilisée afin de permettre la simulation, soit l'intégration et d'obtenir les position, vitesse

et accélération à tout instant t . Les prochaines sections présentent les différentes techniques d'acquisition de mouvements sportifs en contexte de laboratoire et d'entraînement (sous-section 1.4.1). Puis, les méthodes de reconstruction de la cinématique articulaire sont présentées (sous-section 1.4.2) ainsi que les différentes fonctions d'approximation de la cinématique (sous-section 1.4.3).

1.4.1 L'acquisition de données expérimentales

De nombreuses études ont utilisé l'analyse de mouvements à partir de la méthode de transformation linéaire directe (DLT) [1] et de la digitalisation d'images provenant de deux caméras vidéo [86, 90, 180, 189]. Bien que facile à mettre en place, l'utilisation de caméras vidéo est toutefois associée à un long dépouillement manuel et à une précision faible des données reconstruites [26]. Dotés d'une excellente précision et de l'avantage considérable qu'est l'identification automatique des marqueurs, les systèmes optoélectroniques sont les plus populaires en analyse du mouvement [26]. Il existe trois types de systèmes optoélectroniques utilisant des caméras actives, passives et stéréoscopiques ainsi que des capteurs actifs ou passifs. Les capteurs actifs fonctionnent en émettant une lumière infrarouge, des ultrasons ou encore des signaux magnétiques. Les caméras passives combinées à des capteurs actifs (Selspot, 1977 ; Watsmart, 1985 ; Optotrack, 1992 ; Polaris, 1998) comportent le désavantage de nécessiter beaucoup de fils pour relier les marqueurs et contraignent la liberté de mouvement du sujet. Les caméras stéréoscopiques sont des caméras passives bi-oculaires pouvant être combinées à des marqueurs passifs (Loreo, 1982 ; Point Grey, 1997 ; Videre, 1998 ; Claron, 2001) qui offrent une fréquence d'acquisition limitée entre 1 et 60 Hz et sont donc inappropriées pour des mouvements rapides. Les capteurs passifs sont fait de matériaux rétro-réfléchissants qui renvoient la lumière dans la direction incidente. Ceux-ci peuvent être combinés à des caméras actives qui émettent des signaux infrarouges ou à des caméras passives qui émettent de la lumière rouge. La lumière rouge ou infrarouge émise par les projecteurs de ces caméras est ensuite reflétée sur les marqueurs rétro-réfléchissants, ce qui permet au système d'isoler les marqueurs du système



et d'enregistrer leur trajectoire. Les systèmes utilisant des capteurs passifs (Vicon, 1981 ; Elite-BTS, 1988 ; Motion Analysis 1992 ; Qualysis, 1989 ; Smart, 2000) permettent une plus grande précision, un nombre illimité de marqueurs et une plus grande possibilité de mouvements puisqu'aucun fil n'est impliqué et que la fréquence d'acquisition des caméras peut aller jusqu'à 1000 Hz [148]. Le placement des caméras permet de créer un volume d'acquisition et doit se faire de manière à ce que chaque marqueur soit vu par un minimum de deux caméras avec des angles entre les lignes de fuite supérieurs à 25 degrés tout au long du mouvement [26]. La calibration est d'une grande importance et se fait de façon statique et dynamique. La calibration statique permet de définir l'origine d'un repère fixe de référence commun à toutes les caméras à partir d'un objet de calibration, c'est-à-dire une équerre en «L» comportant quatre marqueurs dont les coordonnées tridimensionnelles sont précisément connues. Sous le même principe, les coordonnées tridimensionnelles des marqueurs de la baguette de calibration dynamique étant précisément connues, les distances entre les marqueurs permettent au système de calculer la métrique de l'ensemble du volume d'acquisition. L'utilisation d'un système optoélectronique implique la résolution un problème surdéterminé en raison de la redondance d'information due au grand nombre de marqueurs nécessaires à l'enregistrement du mouvement [6]. La redondance de marqueurs permet d'améliorer l'estimation de la cinématique en minimisant les artefacts dus aux mouvements de la peau [35, 41]. Les systèmes optoélectroniques ont été utilisés pour l'étude de la marche [5, 14, 56], mais aussi de plusieurs sports tels que le saut en gymnastique [96, 128], les acrobaties à la barre fixe [18, 87], ainsi que le kayak [70] et l'aviron sur ergomètre [143]. À notre connaissance, seul le laboratoire *NYU Movement* (<http://movement.nyu.edu>) associé à l'équipe du *Manhattan Mocap* (<http://manhattan-mocap.com>) ont fait l'acquisition de mouvement de plongeon. Cependant, ceux-ci n'ont jusqu'à maintenant, publié aucun article au sujet de leur démarche et de leurs objectifs d'étude relatives au plongeon. Toutes les études mentionnées précédemment ont procédé à l'enregistrement des mouvements en laboratoire ou dans un environnement réservé pour l'occasion dans le cas du plongeon. Dans le cadre de ce travail, nous allons effectuer les



collectes au bassin de plongeon du centre sportif du parc olympique. L'accès au public ne sera pas limité et nous devons composer avec l'achalandage et l'horaire normal afin de compléter le protocole d'acquisition en une journée.

1.4.2 La reconstruction de la cinématique articulaire

Les trajectoires des marqueurs enregistrés nécessitent l'utilisation d'une méthode d'estimation de la cinématique articulaire. Ce calcul est souvent compliqué par différentes sources d'erreurs telles que les occlusions de marqueurs ou les artefacts dus aux mouvements de la peau, ce qui oriente le choix de la méthode à utiliser [34, 56, 112]. Il existe trois approches principales permettant de reconstruire la cinématique articulaire à partir de l'enregistrement des trajectoires de marqueurs, soit les approches directe, d'optimisation locale et d'optimisation globale. Les deux premières approches considèrent que chaque segment est indépendant des autres et qu'il possède six degrés de liberté. Comme les plongeurs comportent beaucoup de degrés de liberté, la modélisation de chaque articulation par six degrés de liberté mènerait à un nombre de degrés de liberté trop important dans le modèle, ce qui le rendrait trop complexe et ralentirait le temps de calcul. En raison du grand nombre de degrés de liberté devant être reconstruits, un minimum de trois marqueurs par segments doivent être visibles pour la reconstruction. Si des occlusions sont à prévoir, comme dans le cas présent, cette méthode ne pourra fonctionner.

L'approche d'optimisation globale est basée sur une chaîne cinématique avec un nombre déterminé de degrés de liberté aux articulations et se fait avec un algorithme d'optimisation par moindres carrés [4, 18, 70] ou avec un filtre de Kalman étendu [38, 56, 70, 80]. Ces deux méthodes qui minimisent l'écart entre les marqueurs mesurés et les marqueurs de la chaîne cinématique en considérant l'ensemble des segments, sont les approches globales les plus populaires en biomécanique. Elles présentent l'avantage de réduire le nombre de degrés de liberté et donc le nombre de marqueurs nécessaires. Une chaîne cinématique simplifiée et une méthode d'optimisation globale ont permis d'obtenir la cinématique du corps complet à partir de seulement sept marqueurs [18] L'utilisation d'une chaîne cinématique est



davantage appropriée puisque la cinématique articulaire obtenue correspond directement aux entrées nécessaires au modèle de simulation.

La majorité des études qui ont comparé les trois approches ont conclu que l'approche d'optimisation globale permettait de réduire l'erreur due aux mouvements de la peau [38, 39]. Plus spécifiquement, le filtre de Kalman a pour avantage majeur de pouvoir proposer une cinématique réaliste dans le cas où des marqueurs ne sont pas vus ou reconnus par un minimum de deux caméras. Ces occlusions de marqueurs sont fréquentes dans les mouvements sportifs de grande amplitude tels que sont les plongeurs. Si les marqueurs visibles sont en nombre insuffisant, l'optimisation par moindres carrés ne peut pas fonctionner. Dans ce cas, le système est sous-déterminé et la matrice Hessienne de la fonction cinématique n'est pas de plein rang, ce qui implique qu'elle ne peut pas être inversée.

Parmi les premiers auteurs à employer un filtre de Kalman étendu, Cerveri *et al.* [38] et Halvorsen *et al.* [80] avaient déjà noté une amélioration quant à la précision grâce à cette méthode par rapport aux méthodes traditionnelles. DeGroot *et al.* [56] ont comparé un algorithme d'optimisation par moindres carrés et un filtre de Kalman étendu pour la reconstruction de la cinématique articulaire à la marche et a obtenu une meilleure précision avec le filtre de Kalman étendu. Dans le cadre de ses travaux sur le kayak en ligne, Fohanno [69] s'est intéressé à la comparaison de cinq algorithmes de reconstruction afin de déterminer les performances de chacun en termes de précision, de continuité, de rapidité et de respect des contraintes de fermetures de boucles le cas échéant. La méthode du filtre de Kalman étendu semble être le compromis idéal en ce qui a trait à la rapidité d'exécution ainsi qu'à la précision et à la continuité de la cinématique articulaire reconstruite [69, 70].



Dans notre cas, il serait préférable d'utiliser une chaîne cinématique comme celle du modèle de simulation ainsi qu'un filtre de Kalman étendu en raison des occlusions qui sont à prévoir.

1.4.2.1 La chaîne cinématique

Les méthodes de reconstruction globale, c'est-à-dire l'optimisation par moindres carrés et le filtre de Kalman étendu, fonctionnent à partir d'une chaîne cinématique définie *a priori*. Celle-ci peut comporter les mêmes caractéristiques cinématiques que le modèle de simulation numérique et ainsi permettre l'utilisation de la cinématique reconstruite comme données d'entrée du modèle. Comme les paramètres de la chaîne cinématique que sont la position des centres et axes articulaires influencent les valeurs de cinématique articulaire, la méthode SCoRE [62] s'avère préférable (voir [paragraphe 1.3.3.1](#)). L'utilisation d'une approche de reconstruction globale est encore plus dépendante de la précision des paramètres de la chaîne cinématique puisque les centres articulaires ne comportent aucun degré de liberté en translation et qu'une erreur sera propagée sur les autres segments de la chaîne [40, 41, 131].

1.4.2.2 Le calcul des angles articulaires

Avec la conception d'un modèle 3D vient la détermination d'une séquence d'angles afin de définir le mouvement de rotation du système dans l'espace. À chaque segment est associé un système d'axes permettant d'exprimer les orientations des segments [177]. Certains paramétrages des rotations sont plus sensibles à la définition de ce système d'axes que d'autres [54]. La séquence d'angles utilisée doit être adaptée aux mouvements afin d'éviter les singularités. Parmi les différentes méthodes telles que les angles d'Euler et les paramètres Denavit-Hartenberg Legnani *et al.* [114], l'ISB propose l'utilisation d'une séquence de Cardan (flexion, abduction, rotation) [177, 178]. Proposée initialement par [77], elle a été utilisée ensuite par plusieurs [71, 180]. Cette façon de faire présente l'avantage d'assurer une interprétation des angles en termes anatomiques et une meilleure communication [177, 178]. Pour ce qui est de l'orientation de l'ensemble du corps dans l'espace, un système d'axes de référence est généralement fixé à un segment, par exemple le bassin. Ce repère bouge avec le corps et son orientation est exprimée dans un autre système d'axes deme-



rant fixe, soit le repère global [180]. Pour l'étude des acrobaties aériennes, Van Gheluwe [164] et Yeadon [180] ont employé une séquence de Cardan (ψ , θ et ϕ) selon laquelle les angles correspondaient respectivement au salto, à l'inclinaison latérale et à la vrille.

1.4.3 L'approximation de la cinématique reconstruite

La cinématique articulaire mesurée correspond à une série de valeurs discrètes qui dépend de la fréquence d'acquisition et la durée du mouvement. Afin d'obtenir des valeurs intermédiaires entre ces points et de pouvoir intégrer les équations du mouvement, il est nécessaire d'interpoler les angles avec des fonctions d'approximation. Différents types de fonctions d'approximation ont été utilisés dont les fonctions polynomiales [142], les séries de Fourier [13, 83], les splines cubiques et quartiques de classe C^3 [22] et les séries de fonctions quintiques [169, 174, 180]. Les splines tendent à être plus stables et à présenter moins d'oscillation entre les nœuds que les fonctions polynomiales [144]. De plus, les séries de fonctions quintiques ne reflètent pas la réalité du mouvement humain, car les vitesses et accélérations sont nulles au niveau des nœuds [22, 150]. Les splines cubiques de classe C^2 sont dérivables deux fois et permettent une meilleure interpolation avec la dérivée première lisse entre les nœuds et une continuité au niveau des accélérations. Cela permet de respecter le taux de variation des angles articulaires avec davantage de précision qu'avec des fonctions polynomiales ou des séries de fonctions quintiques [144]. Les splines quartiques de classe C^3 quant à elles, permettent même un raccordement aux sur-accélérations puisque chaque fonction est dérivable trois fois [22], ce qui assure des couples articulaires continus. Ces splines de classe C^3 semblent donc être les fonctions les plus appropriées étant donné la rapidité des mouvements enregistrés et la précision recherchée.

1.5 L'évaluation du modèle



Avant de faire l'utilisation d'un modèle de simulation, il est essentiel de s'assurer que le modèle soit valide et qu'il représente bien le système. La comparaison des essais simulés

à des données réelles est une forme d'évaluation permettant de quantifier la précision du modèle. Bien que cette étape soit considérée importante dans le développement d'un modèle depuis plus de 25 ans [139], plusieurs auteurs la négligent et laissent ainsi inconnu le niveau de précision du modèle. L'évaluation d'un modèle devrait couvrir tous les types de conditions initiales et mouvements que le modèle est susceptible de simuler. Dans le cas du plongeon, le modèle devrait donc être évalué pour des mouvements de tous les groupes afin de varier les directions de départ et de rotation. Idéalement, l'individu qui réalise les mouvements en situation réelle devrait être d'un niveau assez élevé afin de produire des mouvements qui se rapprochent de la performance optimale [188]. Les données réelles permettent d'obtenir la cinématique initiale de même que l'évolution de celle-ci tout au long du mouvement. La cinématique articulaire utilisée en tant qu'entrée du modèle permet de simuler les changements d'orientation du corps mesurés au segment racine. Les angles obtenus par simulation peuvent ensuite être comparés aux valeurs obtenues lors des plongeurs réels respectifs. La différence entre les valeurs réelles et simulées permet d'apprécier la précision du modèle. Dans le domaine de la biomécanique du sport, si cette différence relative est inférieure à 10%, le modèle est généralement considéré valide [188].

1.6 Résumé de la revue de littérature

Les acrobaties aériennes présentes dans différents sports tels que le plongeon sont des mouvements complexes dont l'apprentissage de même que l'enseignement peuvent s'avérer difficiles pour l'athlète et l'entraîneur [149]. La compréhension des entraîneurs est souvent incomplète ou simpliste et parfois même basée sur des fausses croyances, ce qui peut mener à des interventions improvisées et inefficaces [47, 149]. Facteur déterminant du développement et de la performance de l'athlète, l'entraîneur doit recevoir une formation complète et pertinente lui permettant d'acquérir des connaissances et de savoir les appliquer en situation [73, 167]. Bien qu'il existe des formations pour les entraîneurs, à notre connaissance, aucune d'entre elle ne comporte de notions spécifiques aux sports acrobatiques visant la



compréhension des mécanismes sous-jacents des saltos vrillés.

La simulation numérique est un outil adéquat à la compréhension, l'analyse et l'amélioration de ces acrobaties aériennes. Cet outil peut être utilisé via une interface graphique offrant la possibilité à l'utilisateur (e.g. l'entraîneur) de tester des modifications quant aux conditions initiales et à la gestuelle articulaire effectuée durant la phase aérienne afin de constater l'impact de ces hypothèses sur le mouvement résultant.

Le développement du modèle de simulation et de son interface qui constitue un simulateur pour l'apprentissage est une étape déterminante au transfert de connaissance, mais peu souvent utilisée. Un tel outil peut servir à la formation d'entraîneurs afin d'approfondir leurs connaissances et de potentiellement améliorer la qualité de leurs consignes et corrections.

Puisque les saltos vrillés sont des mouvements en trois dimensions n'étant pas limités par la force et dont la gestuelle est complexe, le développement d'un modèle squelettique tridimensionnel piloté par les angles est préférable. Ces modèles ont l'avantage de pouvoir être plus personnalisés en déterminant des paramètres spécifiques au sujet comme les paramètres inertiels segmentaires, la position des centres articulaires et la longueur des segments ainsi que la cinématique articulaire par une série de mesures. Le modèle géométrique de Yeadon [181] permet de personnaliser les paramètres inertiels segmentaires. Aussi, l'utilisation d'une méthode fonctionnelle, dont la méthode SCoRE [62], est recommandée par l'ISB [177, 178] afin de déterminer la longueur des segments grâce à une localisation précise des centres articulaires. Le modèle doit comporter suffisamment de degrés de liberté pour permettre les mouvements effectués tout en permettant d'obtenir des résultats dans un temp raisonnable. De par la complexité du modèle, la mise en équations du système devrait être faite à l'aide d'un générateur d'équations comme HuMANs [168] sous une forme symbolique qui est par la suite optimisée pour réduire le nombre d'opérations élémentaires et ainsi accélérer le calcul. Un autre avantage de personnaliser le modèle est de pouvoir évaluer son réalisme grâce à la comparaison entre des essais réels et des essais simulés. L'utilisation d'un système optoélectronique et de marqueurs réfléchissants per-



met d'acquérir avec précision les trajectoires 3D des marqueurs de manière à reconstruire la situation de la chaîne cinématique lors des plonges effectués [26, 160]. Étant donné l'amplitude et la rapidité des mouvements, les nombreux degrés de liberté, le grand champ d'acquisition et les contraintes spatio-temporelles dues à l'environnement réel utilisé, des occlusions sont à prévoir. La méthode d'optimisation globale ne peut reconstruire la cinématique articulaire que lorsque la matrice Hessienne de la fonction cinématique est de plein rang, ce qui n'est pas le cas en présence de nombreuses occlusions. Le filtre de Kalman étendu est basé sur une estimation récursive qui fonctionne en deux étapes (prédictive et correctrice). Celui semble tout indiquée pour le contexte du plongeon puisqu'il s'est montré supérieur à l'approche globale lors de l'étude de la marche [56] et du kayak sur ergomètre [70]. Puis, pour permettre la simulation à partir de la cinématique articulaire reconstruite, il est nécessaire que les données discrètes que sont les angles obtenus soient approchées par une fonction d'interpolation précise telle que les splines de manière à obtenir une fonction continue dérivable. Finalement, la simulation consistue l'intégration des coordonnées généralisées d'accélération obtenues par dynamique directe afin de connaître les positions, vitesses et accélérations à tout instant t . Pour ce faire, un solveur d'équations différentielles ordinaires (EDO) précis, stable et rapide doit être utilisé. La fonction *ode45* basée sur les méthodes Runge-Kutta d'ordres 4 et 5 et intégrée d'un contrôleur Dormand-Prince est la plus utilisée et semble appropriée dans notre contexte.





CHAPITRE 2

LE SIMULATEUR D'ACROBATIES AÉRIENNES

Afin de permettre aux entraîneurs en sports acrobatiques de faire l'utilisation de la simulation, le laboratoire de Simulation et de Modélisation du Mouvement (S2M) a développé une interface permettant de simuler des acrobaties à partir de différentes techniques et de conditions initiales. Ce chapitre présente l'état de développement du simulateur au début de ce projet de maîtrise ainsi que le modèle simple utilisé dans celui-ci. Le simulateur est d'abord introduit par la description de son fonctionnement à la [section 2.1](#). La [section 2.2](#) de ce chapitre s'intéresse à l'architecture de l'interface de simulation. À la [section 2.3](#) est présenté le modèle de simulation utilisé dans l'environnement graphique de simulation. La [section 2.4](#) concerne l'utilisation de cet outil pédagogique.

2.1 Le fonctionnement du simulateur

La boîte à outils HuMANs, pour *Humanoid Motion Analysis and Simulation*, a été développée Wieber [168] de l'INRIA Rhône-Alpes (Institut National de Recherche en Informatique et en Automatique). Construite sous l'environnement Scilab, la boîte à outils HuMANs est un simulateur par gestion d'évènements, initialement conçu pour la locomotion du robot BIP (pour bipède) réalisé en collaboration avec le Laboratoire de Mécanique des Solides (Poitiers, France). Son champ d'applications s'est ensuite élargi avec l'intégration d'un modèle géométrique humain (Human36) de même que de modèles musculaires et d'outils de reconstruction de mouvements filmés. Elle permet maintenant une analyse cinématique, cinétique et dynamique de mouvements reconstruits ou simulés. Le fait que ce logiciel *open-source* soit distribué sous licence GNU (*General Public License*) favorise le développement d'applications tant en robotique qu'en biomécanique grâce aux contributions extérieures. Il fonctionne sous trois environnements de programmation : Maple, un compilateur C et Scilab. Le principe de récursivité proposé par Maple permettant à une



fonction de s'appeler elle-même est à la base des algorithmes récurrents décrits dans Featherstone et Orin [66] pour générer les équations de la dynamique. Maple permet d'abord la génération symbolique des matrices et vecteurs des équations de la dynamique, du modèle cinématique direct et des Jacobiennes qui permettent des calculs aisés de la dynamique et de la cinématique inverse ou directe. La fonction [Optimize] de Maple identifie les expressions redondantes et simplifie le modèle avant de le convertir ensuite sous la forme de fonctions C. Finalement, les fonctions C sont compilées dans une librairie dynamique appelée dans Scilab. Une des contributions du laboratoire S2M à l'amélioration du simulateur est l'utilisation de l'environnement Matlab plutôt que Scilab pour le développement d'une interface graphique. Les fonctions C sont alors interfacées dans Matlab et compilées sous la forme de fonctions *mex*.

2.2 L'architecture du simulateur

2.2.1 La dynamique du système

La résolution d'équations différentielles entre un temps initial et un temps final permet d'obtenir la dynamique. Celle-ci est toutefois interrompue par des événements qui sont ensuite gérés par la modification des coordonnées ou des vitesses généralisées selon la nature des événements tels que l'impact du pied au sol ou le passage de la phase d'impulsion à la phase aérienne. L'équation différentielle est celle du mouvement d'un système multicorps où les vitesses et accélérations généralisées (\dot{q}, \ddot{q}) dépendent des variables d'état (q, \dot{q}). La dynamique d'un système multicorps libre a la forme suivante [28] :

$$M(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q})\dot{q} + G(q) = \tau, \quad (2.1)$$



avec q , \dot{q} et \ddot{q} les vecteurs des coordonnées, vitesses et accélérations généralisées, $M(q)$ la matrice des effets d'inertie, $C(q, \dot{q})$ le vecteur des effets non-linéaires de Coriolis et centrifuges, $G(q)$ le vecteur des effets s'opposant à la gravité, et τ les actions généralisées.

2.2.2 L'organisation des fonctions

Plusieurs modules thématiques contiennent les différentes fonctions nécessaires à la simulation. À l'exception du noyau (`Kernel`), tous les modules sont subdivisés et contiennent des fonctions adaptées à un modèle géométrique spécifique (BIP le robot marcheur ou `Human36` pour un corps humain à 36 degrés de liberté) ou à des dynamiques propres avec ou sans gravité. Un sous-dossier concernant notre modèle a été placé dans chaque module. Les paragraphes suivants présentent une brève description de chaque module de l'arborescence afin de rendre compte de l'architecture générale du simulateur.

Kernel : Ce module regroupe les fonctions principales pour la simulation, peu importe le mouvement et le modèle mécanique. Par exemple, la fonction de simulation [`Simulation`], l'équation du mouvement à résoudre [`CompleteDynamics`] et la fonction de détection des événements [`EventsDetection`] s'y trouvent.

LagrangianModel : Pour chaque modèle, se trouvent les informations permettant de définir le modèle cinématique et anthropométrique. Ainsi, on y trouve les segments avec leur hiérarchie, les degrés de liberté, les paramètres inertiels segmentaires (masse, position du centre de masse et matrice d'inertie) et les *Tags*, soit un ensemble de points utilisés pour la représentation graphique. Ces points sont exprimés dans les repères segmentaires et c'est la fonction de cinématique directe qui permet leur expression dans le repère global en fonction de la configuration (q) du système. C'est dans ce dossier que sont générées les équations de la dynamique par calcul symbolique sous Maple. On trouve la matrice de masse ($M = M(q)\ddot{q}$) et le vecteur des effets non-linéaires ($N = C(q, \dot{q})\dot{q} + G(q)$) qui regroupe les termes centrifuges, de Coriolis et de gravité. Des détails supplémentaires seront fournis au moment de décrire le modèle dynamique ([sous-section 2.3.2](#)). Leur génération détaillée sera rappelée à la [section 3.1](#).

LagrangianDynamics : Sont regroupées les fonctions concernant la détection et la gestion des contacts, respectivement [`ContactEventDetection`] et [`ContactEventHandling`]. Celles-ci font appel à des fonctions relatives à la géométrie de l'environnement et à la



gestion des impacts. Le calcul des accélérations généralisées en fonction des variables d'état (positions et vitesses), des couples actionneurs et de l'état des contacts est effectué avec la routine principale [LagrangianDynamics].

ActuationModel : Ce dossier, relatif à la commande, s'organise de la même manière que le précédent. Il comporte les fonctions relatives à la détection d'événements relatifs aux actionneurs [ActuationEventDetection] et à leur gestion [ActuationEventHandling]. Selon le modèle, le vecteur commande contient un voltage pour chacun des moteurs du modèle et les informations relatives au niveau d'activation musculaire. Lors de simulations du mouvement humain pour lesquelles la commande musculaire n'est pas intégrée, l'état des actionneurs demeure un vecteur vide. La fonction principale [ActuationDynamics] permet de calculer les couples articulaires nécessaires à la réalisation d'une commande à partir des variables d'état et de l'état des actionneurs.

Une fonction de chargement [Load] et des définitions [SomeDefinitions] sont associées à chaque regroupement de fonctions. La première permet de charger les fonctions désirées de même que des variables utilisables dans toutes les fonctions. La deuxième comporte des renseignements tels que les grandeurs des butées articulaires et des informations utiles à la représentation graphique. Le script de chaque mouvement simulé consiste à appeler les fonctions [load], à générer des trajectoires désirées, puis à appeler la fonction de simulation. Après la simulation, les forces de contact peuvent être calculées, les paramètres sont illustrés par des courbes et la cinématique du mouvement avec les forces extérieures est représentée sous forme d'animation.

2.3 Le modèle de simulation

Un modèle simple a d'abord été utilisé dans le simulateur. Il s'agit du modèle d'un gymnaste développé par Begon *et al.* [18] afin d'étudier des mouvements à la barre fixe. Celui-ci est décrit en deux parties dans cette section ; le modèle géométrique ([sous-section 2.3.1](#)) et le modèle dynamique ([sous-section 2.3.2](#)). Il est également utilisé dans ce chapitre pour



présenter le fonctionnement de la simulation à la [sous-section 2.3.3](#).

2.3.1 Le modèle géométrique

Le modèle géométrique comporte 12 degrés de liberté dont 6 sont répartis sur 4 articulations (voir [tableau 2.I](#)). Les six autres degrés de liberté sont associés à la position et à l'orientation du segment racine, soit le bassin (S_1). Il peut donc se déplacer selon les trois axes en translation, et effectuer des mouvements de salto, d'inclinaison et de vrille pour les trois rotations. Les segments corporels du gymnaste sont considérés comme des corps solides et indéformables et les articulations entre ses corps sont considérées parfaites, sans jeu ni frottement. Les mesures anthropométriques de l'athlète sont calculées à partir du modèle mathématique de Yeadon [181]. Les matrices et vecteurs des équations de la dynamique sont calculés en fonction des paramètres anthropométriques et des variables d'état, soit les positions et les vitesses généralisées.

Le tronc est modélisé en deux parties, soit le bassin et le thorax, mais l'articulation les reliant ne possède aucun degré de liberté pour le moment. Les bras sont directement reliés au thorax et seule l'articulation glénohumérale du complexe de l'épaule est représentée grâce à deux degrés de liberté permettant les mouvements de flexion-extension (q_7 à droite et q_9 à gauche) ainsi que d'abduction-adduction (q_8 à droite et q_{10} à gauche). Les articulations scapulothoracique et acromioclaviculaire ne sont pas prises en compte, ce qui engendre une sous-estimation du moment d'inertie du corps lorsque les bras sont tendus de chaque côté de la tête. En effet, le rythme scapulohuméral, soit la contribution de la clavicule et de la scapula aux mouvements d'élévation de l'humérus, provoque une élévation de l'articulation glénohumérale, ce qui tend à augmenter le moment d'inertie global du corps selon les axes antéropostérieur et médiolatéral. Aussi, puisque dans les mouvements de saltos vrillés, les membres inférieurs demeurent collés ensemble et effectuent les mêmes mouvements de flexion et d'extension, l'articulation entre le bassin et les cuisses ne comporte qu'un seul degré de liberté. Les deux hanches sont associées au même degré de liberté commun en flexion-extension (q_{11}). Bien que le tronc ne puisse effectuer



de flexion-extension, la position carpée adoptée en plongeon à la fin d'un salto vrillé est tout de même représentée grâce aux mouvements des hanches. De la même façon, comme les genoux ne s'écartent pas et effectuent les mêmes mouvements, ceux-ci possèdent un seul degré de liberté commun en flexion-extension ($-q_{12}$). Les pieds sont placés dans un angle fixe de 60° . Selon les recommandations de l'ISB, la séquence de Cardan (ψ , θ et ϕ) a été utilisée pour exprimer respectivement la flexion-extension, l'abduction-adduction et la rotation interne-externe. Le modèle est simplifié par rapport à la complexité de la géométrie squelettique, mais présente tout de même un espace de configuration suffisant pour créer des mouvements de saltos vrillés. Une valeur positive (négative) des coordonnées généralisées indique, pour chaque articulation et quel que soit le côté, la flexion (extension), l'abduction (adduction) et la rotation médiale et à gauche (latérale et à droite).

2.3.2 Le modèle dynamique

Grâce à la boîte à outils écrite en Maple dans le logiciel HuMANs, le modèle dynamique du système multicorps est généré en symbolique à partir de l'équation différentielle du second ordre d'Euler-Lagrange (équation 2.1). Dans le cadre des mouvements de saltos vrillés, le vecteur q donne la représentation de la position et la posture du système multicorps à un instant donné. L'objectif visé à l'aide de la simulation dynamique des saltos vrillés est la détermination des mouvements de rotation en salto, en vrille et en inclinaison au cours de la phase aérienne pour une gestuelle articulaire donnée. Ces mouvements du corps dans l'espace sont représentés par les mouvements en translation et en rotation du segment racine, soit le bassin, selon les trois axes du système. Pour ce faire, le vecteur q est séparé en deux afin de dissocier la gestuelle articulaire des mouvements de la racine. Les coordonnées généralisées prennent la forme $q = [\mathbf{q1} \ \mathbf{q2}]^T$. Ainsi, le vecteur $\mathbf{q1}$ décrit la position et l'orientation du bassin (q_{1-6}) tandis que le vecteur $\mathbf{q2}$ constitue les angles articulaires (q_{7-12}). Ces derniers sont directement contrôlés par les entrées du modèle alors que les mouvements du bassin constituent les inconnues du système. Comme il n'y a aucun effort articulaire au bassin en phase aérienne, l'équation de la dynamique prend



Tableau 2.1 – Modèle géométrique du gymnaste. ψ , θ et ϕ correspondent à l'orientation (angles de Cardan) du segment par rapport au segment parent et P_x , P_y et P_z à la translation de son origine. Les coordonnées généralisées q_{1-6} correspondent à la position et à l'orientation de la racine et q_{7-12} sont des coordonnées des articulations.

Nom	n°	Parent	Orientation						Position		
			$X(\psi)$	$Y(\theta)$	$Z(\phi)$	P_x	P_y	P_z			
Bassin [racine]	S_1	S_0	q_4	q_5	q_6	q_1	q_2	q_3			
Tronc	S_2	S_1	0	0	0	0	0	0, 185			
Tête	S_3	S_2	0	0	0	0	0	0, 294			
Bras droit	S_4	S_3	q_7	$-q_8$	0	0, 185	0	0, 294			
Avant-bras droit	S_5	S_4	0	0	0	0	0	-0, 281			
Main droite	S_6	S_5	0	0	0	0	0	-0, 217			
Bras gauche	S_7	S_6	q_9	q_{10}	0	-0, 185	0	0, 294			
Avant-bras gauche	S_8	S_7	0	0	0	0	0	-0, 281			
Main gauche	S_9	S_8	0	0	0	0	0	-0, 217			
Cuisse droite	S_{10}	S_9	q_{11}	0	0	-0, 160	0	0			
Jambe droite	S_{11}	S_{10}	$-q_{12}$	0	0	0	0	-0, 428			
Pied droit	S_{12}	S_{11}	0	0	0	0	0	-0, 440			
Cuisse gauche	S_{13}	S_{12}	q_{11}	0	0	0, 160	0	0			
Jambe gauche	S_{14}	S_{13}	$-q_{12}$	0	0	0	0	-0, 428			
Pied gauche	S_{15}	S_{14}	0	0	0	0	0	-0, 440			

Note : Les valeurs négatives associées aux coordonnées généralisées permettent d'obtenir les mouvements correspondants quel que soit le côté de sorte que les valeurs positives représentent des mouvements de flexion, d'abduction et de rotation médiale et à gauche.



la forme suivante [15] :

$$\begin{bmatrix} M_{1,1}(q) & M_{1,2}(q) \\ M_{2,1}(q) & M_{2,2}(q) \end{bmatrix} \begin{pmatrix} \ddot{\mathbf{q}}\mathbf{1} \\ \ddot{\mathbf{q}}\mathbf{2} \end{pmatrix} + \begin{bmatrix} C_1(q, \dot{q}) \\ C_2(q, \dot{q}) \end{bmatrix} \dot{q} + \begin{bmatrix} G_1(q) \\ G_2(q) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \mathbf{0} \\ \tau_2 \end{bmatrix}. \quad (2.2)$$

2.3.3 La simulation

Seule la partie supérieure de l'équation est retenue puisqu'elle concerne le bassin :

$$M_{1,1}(q) \ddot{\mathbf{q}}\mathbf{1} + M_{1,2}(q) \ddot{\mathbf{q}}\mathbf{2} + C_1(q, \dot{q})\dot{q} + G_1(q) = \mathbf{0}. \quad (2.3)$$

Les termes non-linéaires (efforts de Coriolis, centrifuges et dus à la gravité) sont regroupés sous le même vecteur N , ce qui simplifie l'équation :

$$M_{1,1}(q) \ddot{\mathbf{q}}\mathbf{1} + M_{1,2}(q) \ddot{\mathbf{q}}\mathbf{2} + N_1(q, \dot{q}) = \mathbf{0}. \quad (2.4)$$

La variable $\ddot{\mathbf{q}}\mathbf{1}$ étant la seule inconnue, elle est isolée et on cherche à la résoudre :

$$\ddot{\mathbf{q}}\mathbf{1} = -M_{1,1}(q)^{-1} (M_{1,2}(q) \ddot{\mathbf{q}}\mathbf{2} + N_1(q, \dot{q})).$$

Une fois l'accélération du bassin ($\ddot{\mathbf{q}}\mathbf{1}$) isolée, il s'agit d'intégrer l'équation au cours du temps de manière à obtenir la position du bassin ($\mathbf{q}\mathbf{1}$). Le système actuel est fonction de la position (q) et de la vitesse (\dot{q}) et peut s'exprimer ainsi :

$$\ddot{q} = \mathbf{F}(t, q, \dot{q}).$$

Au lieu de résoudre une double intégration, certaines modifications sont apportées à l'équation de deuxième ordre afin d'obtenir une équation différentielle ordinaire pouvant être résolue par un solveur d'équation de premier ordre. Puisqu'une équation différentielle ordinaire ne dépend que d'une seule variable, les variables q et \dot{q} sont groupées dans le



vecteur $x \equiv \left\{ [\mathbf{q1}, \mathbf{q2}]^T, [\dot{\mathbf{q}}1, \dot{\mathbf{q}}2]^T \right\}$, décrivant l'état du système de sorte que le système actuel s'exprime comme suit :

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

avec

$$x = \begin{pmatrix} q \\ \dot{q} \end{pmatrix},$$

et

$$\dot{x} = \begin{pmatrix} \dot{q} \\ \ddot{q} \end{pmatrix}.$$

À l'instant t , cette information est connue et la cinématique articulaire, soit $\mathbf{q2}, \dot{\mathbf{q}}2, \ddot{\mathbf{q}}2$ constitue les données d'entrée du modèle. La résolution de l'équation obtenue correspond à son intégration par un solveur d'équations différentielles *ode45* utilisant les méthodes de Runge-Kutta Dormand-Prince à partir de l'état initial. Les résultats de la simulation comportent des informations sur la variation des valeurs des degrés de liberté associés à la racine ($\mathbf{q1}$) au cours du temps.

Pour qu'elle ait de l'intérêt, la simulation doit non seulement apporter des résultats valides, mais elle doit également s'effectuer dans des temps raisonnables. Or, le facteur principal ayant une influence sur la durée d'une simulation constitue le modèle dynamique. Certaines simplifications peuvent être apportées de sorte que les équations qui constituent le modèle soient simplifiées avant la génération symbolique du modèle. Sous HuMANs, lors de la génération des équations, le vecteur des termes non-linéaires N (soit les efforts de Coriolis, centrifuges et dus à la gravité) ainsi que chaque matrice d'inertie ($M_{1,1}$ et $M_{1,2}$) constituent une fonction C distincte menant à un total de trois composantes à appeler lors de la résolution de l'équation de la dynamique.



2.4 L'utilisation du simulateur

Tel que mentionné au [chapitre 1](#), certaines croyances continuent de faire leur chemin dans le domaine de l'entraînement des sports acrobatiques et le simulateur peut s'avérer un outil pratique pour la vérification d'hypothèses et l'amélioration des consignes d'entraînement. Permettant la visualisation rapide des résultats d'une simulation, le simulateur est également un outil pédagogique intéressant pour la démonstration de notions biomécaniques applicables aux acrobaties aériennes.

Conçu pour être utilisé principalement par des entraîneurs, le simulateur présente une interface facile à utiliser permettant de tester des hypothèses et de constater rapidement les résultats. L'interface comporte quatre parties distinctes (voir [figure 2.1](#)) soit la gestuelle segmentaire (boîte 1), les conditions de décollage (boîte 2), la visualisation (boîte 3) et les résultats (boîte 4).

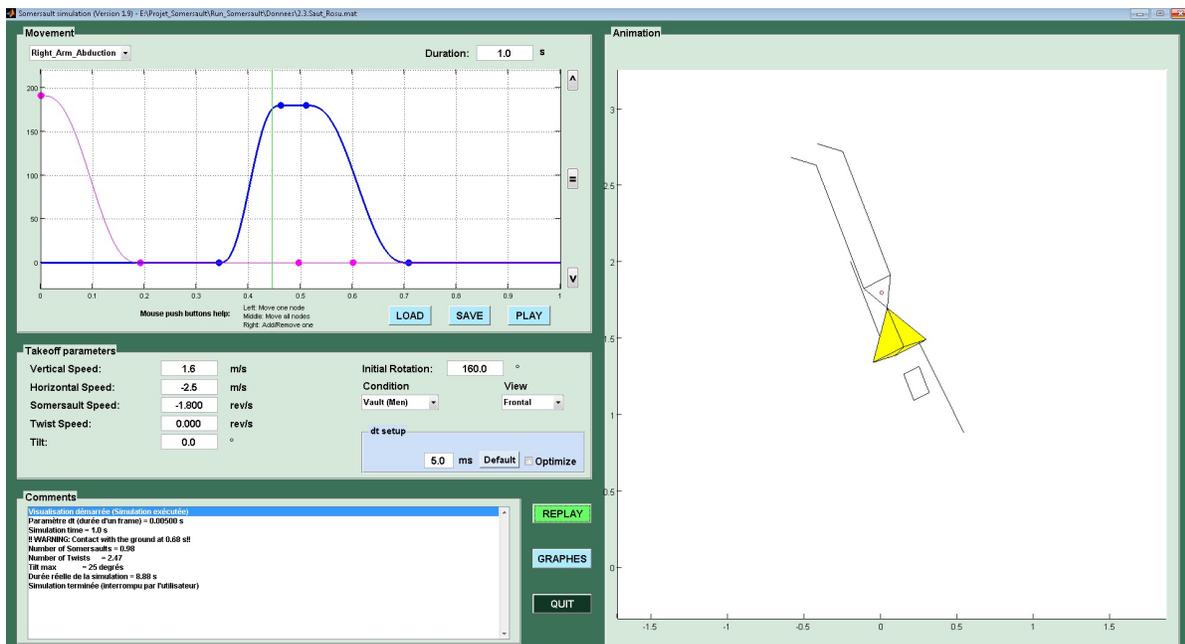


Figure 2.1 – L'interface de simulation avec ses quatre parties distinctes. À gauche, de haut en bas : la gestuelle segmentaire (boîte 1), les conditions de décollage (boîte 2) et les résultats (boîte 4). À droite : la visualisation (boîte 3).

2.4.1 La gestuelle segmentaire

Le modèle de simulation décrit précédemment a été implémenté dans le simulateur d'acrobaties aériennes permettant à l'utilisateur de modifier les six degrés de liberté à contrôler (q_2) dans la première section de l'interface (figure 2.2). En modifiant q_2 , l'utilisateur détermine la position initiale des segments de même que les mouvements qui seront effectués par les articulations contrôlées lors de la phase aérienne. La gestuelle retrouvée dans q_2 s'écrit sous la forme d'une série de fonctions quintiques [180].

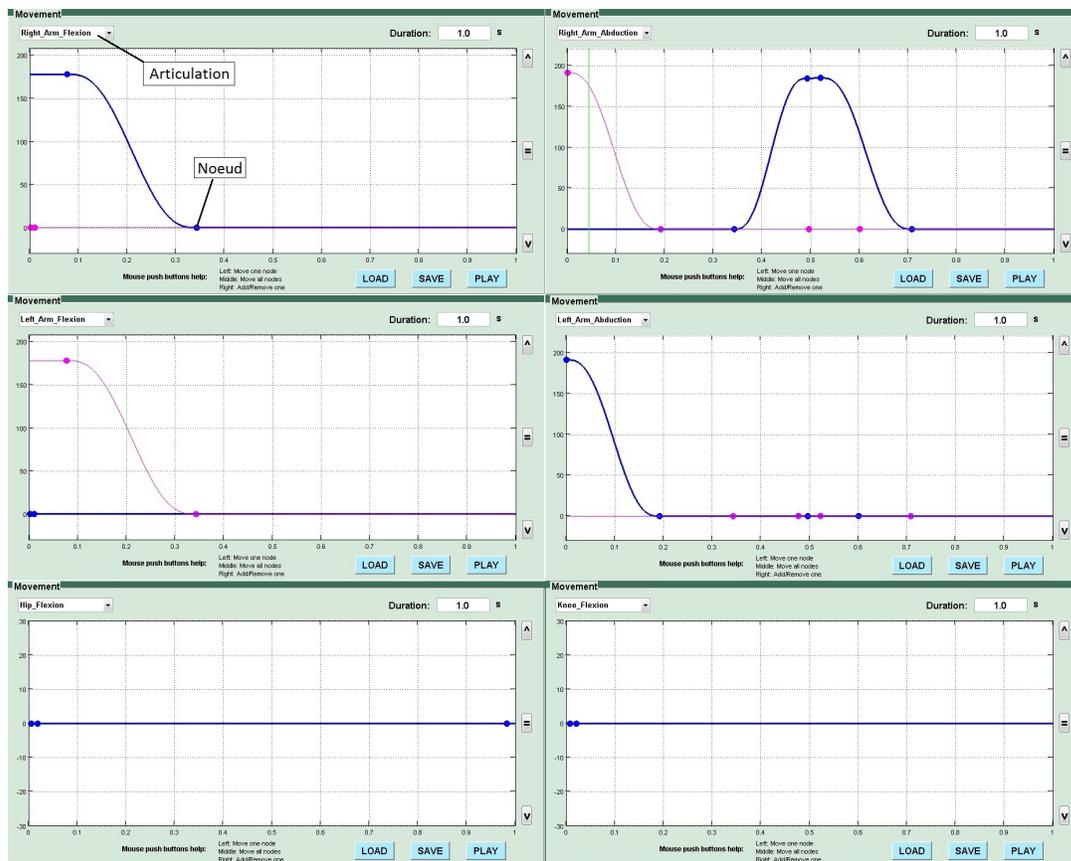


Figure 2.2 – La première boîte comporte une barre déroulante permettant de choisir le degré de liberté désiré et d'en déterminer la cinématique. L'utilisateur déplace les noeuds des courbes afin de déterminer la variation de l'angle ($^{\circ}$) au cours du temps (s). Différentes images de la même boîte sont présentées afin de visualiser la gestuelle de chacun des six degrés de liberté.



L'utilisateur du simulateur modifie ces fonctions en déplaçant les noeuds des courbes interactives (figure 2.2) représentant la variation de l'angle articulaire en fonction du temps. Chaque degré de liberté à contrôler ($\mathbf{q2}$) est associé à une courbe dont les noeuds déterminent le nombre d'intervalles. L'utilisateur doit donc choisir une seule articulation à la fois grâce à la barre déroulante et déterminer une gestuelle en variant les angles articulaires.

2.4.2 Les conditions de décollage

Une fois la position initiale et la gestuelle segmentaire en phase aérienne déterminée par les variations des angles articulaires, l'utilisateur détermine les conditions de décollage du modèle grâce à la deuxième section (figure 2.3). Il indique les vitesses linéaires horizontale (*horizontal speed*) et verticale (*vertical speed*) qui détermineront la trajectoire du système. Il détermine également les quantités initiales de rotation en salto (*somersault speed*) et en vrille (*twist speed*) et l'angle d'inclinaison initial (*tilt*). L'utilisateur peut donc simuler l'influence de différentes conditions d'éjection.

Figure 2.3 – La seconde boîte permet de définir les conditions initiales de décollage, modifiables dans les cases blanches.

2.4.3 La visualisation



Un simple bouton *play* permet ensuite de simuler le mouvement à partir des conditions de décollage et de la gestuelle segmentaire en phase aérienne. La partie de droite du logiciel (boîte 3) permet de visualiser immédiatement le mouvement (figure 2.4).

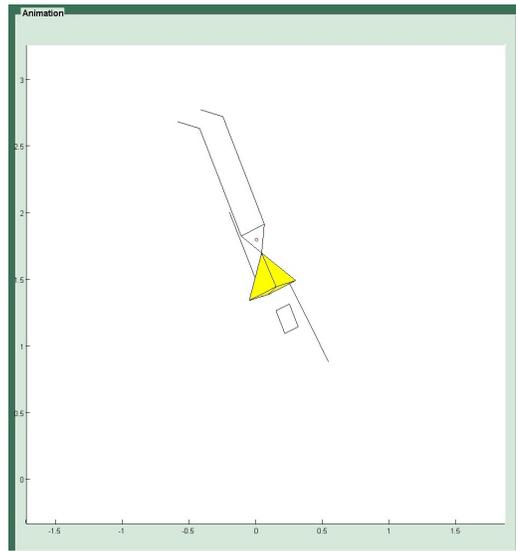


Figure 2.4 – La boîte de droite de l’interface permet de visualiser la phase aérienne du mouvement simulé, par une animation en bâton de l’athlète.

2.4.4 Les résultats

Les résultats de la simulation se trouvent dans la dernière boîte, soit la boîte 4 (rref[figure]fig :resultatsform). Les nombres de rotations en salto (*number of somersaults*) et en vrille (*number of twists*) y sont indiqués de même que l’angle d’inclinaison (*tilt max*) au contact avec le sol.

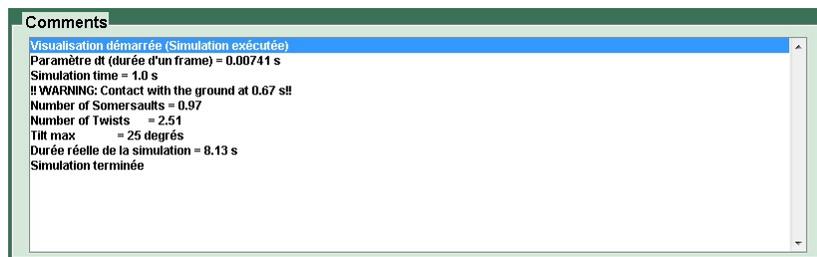


Figure 2.5 – La dernière boîte comporte les résultats de la simulation, soit les nombres finaux de rotation en salto (*number of somersault*) et en vrille (*number of twists*) ainsi que l’angle d’inclinaison final (*tilt max*).



L'environnement graphique et numérique ainsi que le modèle simple du gymnaste ont été décrit dans ce chapitre. Ceux-ci seront utilisés dans le cadre d'une formation des entraîneurs en sports acrobatiques ce qui permettra d'évaluer la convivialité et le potentiel du simulateur. Mais avant, un modèle de simulation plus complexe d'une plongeuse sera développé afin de comparer les résultats obtenus par la simulation à des performances réelles enregistrées.



CHAPITRE 3

MÉTHODE

Afin d'évaluer le modèle de simulation, la cinématique de la racine obtenue par simulation est comparée à celle d'un mouvement réel pour une même cinématique articulaire. Pour ce faire, le modèle a d'abord été amélioré de manière à le rendre plus complexe et personnalisé à la plongeuse. Plusieurs modifications ont été apportées quant aux nombres de segments et de degrés de liberté afin que le modèle soit plus représentatif des techniques employées au plongeon. Le modèle a été aussi personnalisé à une plongeuse tant au niveau des paramètres inertiels segmentaires au moyen du modèle géométrique de Yeadon [181] que des longueurs des segments par la localisation des centres articulaires au moyen de la méthode fonctionnelle SCoRE [62]. En plus des améliorations relatives à la géométrie et à l'anthropométrie, le modèle dynamique a été amélioré grâce à une formulation symbolique plus condensée permettant de réduire le temps de simulation.

Ensuite, pour valider le modèle à partir de données réelles, il est nécessaire de connaître avec précision la cinématique articulaire du mouvement observé. L'estimation de la cinématique articulaire nécessite la combinaison d'un système optoélectronique d'analyse du mouvement et de marqueurs cutanés placés sur la personne. La cinématique de plusieurs plongeurs a été enregistrée et reconstruite grâce à une chaîne cinématique et à un filtre de Kalman étendu (section 3.2). Les étapes d'acquisition et de traitement de ces données sont respectivement décrites aux sous-sections 3.2.2 et 3.2.3. La cinématique articulaire propre à la gestuelle de la plongeuse servira ensuite de données d'entrée pour la simulation et permettra de comparer les essais simulés aux essais réels (figure 3.1).

3.1 La modélisation

Le modèle géométrique du gymnaste à 12 degrés de liberté (dont 6 à contrôler) étant trop simple pour représenter de manière adéquate les techniques employées au plongeur, un



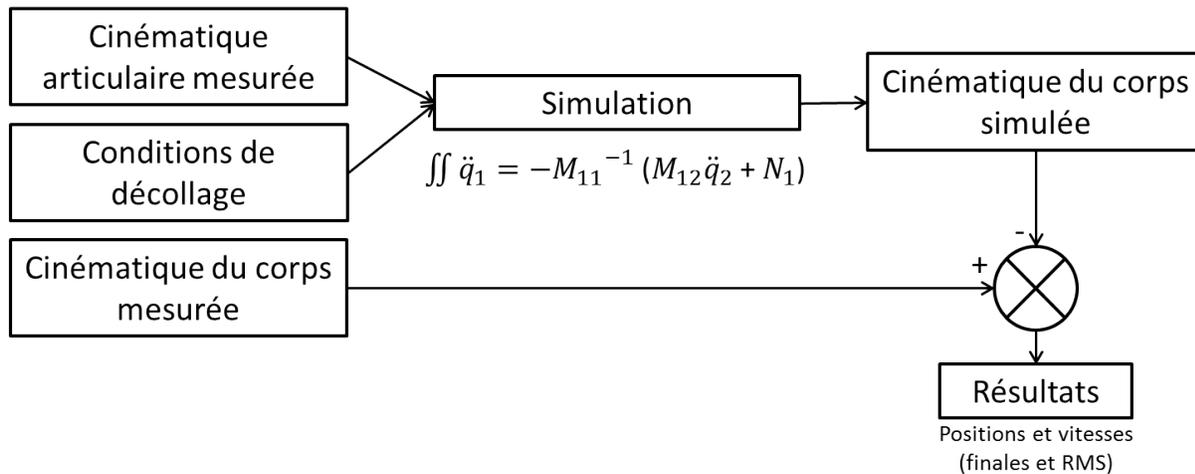


Figure 3.1 – Schéma de la méthode permettant de comparer les cinématiques du bassin mesurée et simulée pour une même cinématique articulaire.

modèle géométrique plus complexe comportant 42 degrés de liberté (dont 36 à contrôler) a été développé (sous-section 3.1.1) et les paramètres de celui-ci ont été personnalisés à la plongeuse (sous-section 3.1.2). Le modèle dynamique a aussi été amélioré grâce à la simplification et à l’optimisation des équations symboliques générées par le logiciel HuMANs [168] (sous-section 3.1.3).

3.1.1 Le modèle géométrique de la plongeuse

En plus des 15 segments du modèle initial du gymnaste, 2 segments épaules (S_4 et S_8), ont été ajoutés à la chaîne cinématique. Ce modèle à 17 segments comporte également un plus grand nombre de degrés de libertés, soit 42 (Figure 3.2). Un modèle (Human36) du corps complet constitué de 15 segments et de 36 degrés de liberté était disponible dans le logiciel HuMANs [168]. Toutefois, en plus des nombres de segments et de degrés de liberté qui diffèrent, la position des marqueurs utilisés par l’algorithme de reconstruction ne convenait pas. De plus, alors que le modèle Human36 est générique, celui de la plongeuse est personnalisé en ce qui a trait aux paramètres inertiels segmentaires ainsi qu’aux centres



articulaires.

Des 42 degrés de liberté, 36 sont répartis sur 16 articulations ; les 6 autres sont associés à la position et à l'orientation du segment racine, soit le bassin. Tout comme le modèle du gymnaste, le modèle de la plongeuse demeure une simplification du réel face à la complexité de la géométrie squelettique. Cependant, avec un nombre de degrés de liberté considérablement plus élevé, l'espace de commande offert par le modèle de la plongeuse permet d'approcher précisément la gestuelle utilisée au plongeon. La technique de vrille en plongeon implique des mouvements de flexion-extension aux coudes, ce qui n'était pas possible avec le modèle du gymnaste décrit au [chapitre 2](#). Le modèle amélioré comporte deux degrés de liberté (flexion-extension et pronation-supination) aux coudes afin de respecter la technique des plongeurs comportant plus d'une vrille. Aussi, une meilleure représentation du complexe de l'épaule a été proposée. Alors que le modèle précédent comportait une représentation de l'articulation glénohumérale avec trois degrés de liberté entre le thorax et le bras, le modèle amélioré possède un segment supplémentaire dit «épaule» entre le thorax et le bras. Ce segment représente l'articulation scapulothoracique et ajoute deux degrés de liberté au complexe de l'épaule (élévation-abaissement et protraction-rétraction de la scapula) en plus des trois degrés de liberté entre l'épaule et le bras qui représente l'articulation glénohumérale. Sans l'ajout des deux degrés de liberté associés aux mouvements de l'épaule, le moment d'inertie pourrait être sous-estimé. En effet, lors de l'élévation du bras, l'articulation scapulothoracique s'élève également afin de contribuer au mouvement. Ce phénomène appelé rythme scapulohuméral entraîne un déplacement de l'articulation glénohumérale vers le haut et implique ainsi une augmentation du moment d'inertie du corps. Comme certains plongeurs nécessitent une flexion ou une abduction importante des bras, il est pertinent d'en tenir compte dans la modélisation afin de ne pas introduire de rythme imposé et de bien représenter la coordination réelle.

La longueur de chaque segments est définie par la localisation des centres articulaires, ceux-ci permettant de passer d'un segment à un autre ([tableau 3.I](#)). La méthode fonctionnelle SCoRE [62] a été utilisée afin d'estimer la position fonctionnelle de l'ensemble des



16 centres articulaires formant la chaîne cinématique de la plongeuse. Les mouvements spécifiques nécessaires à l'application de cette méthode ont été effectués et sont détaillés à la [section 3.2](#).

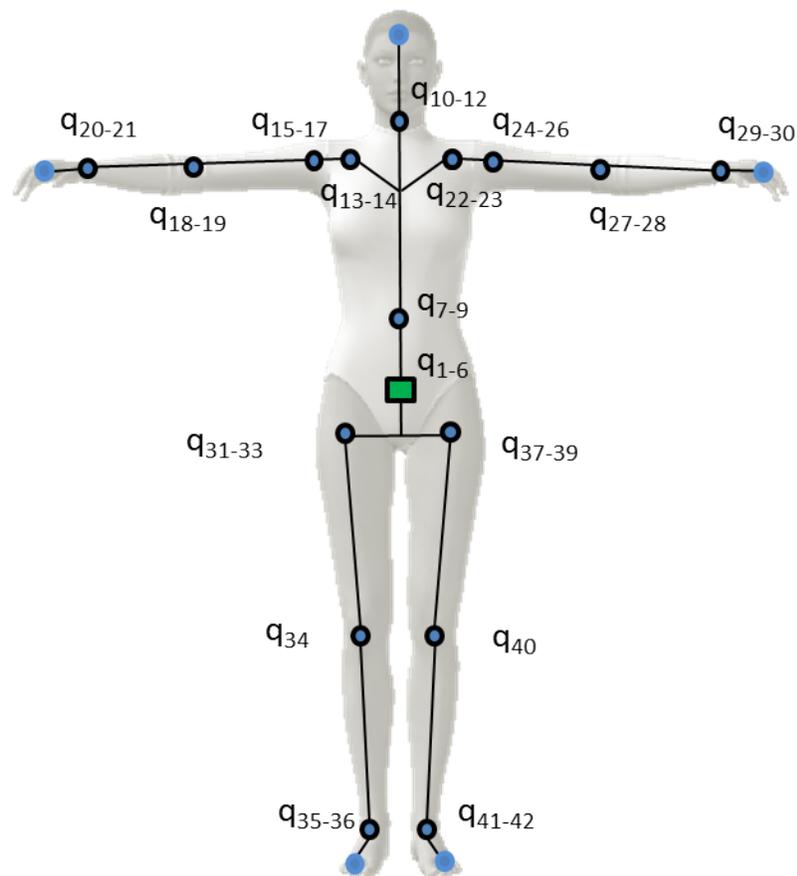


Figure 3.2 – Le modèle de la plongeuse comporte 42 degrés de liberté répartis sur 17 segments.



Tableau 3.I – Modèle personnalisé de la plongeuse. ψ , θ et ϕ correspondent à l'orientation (angles de Cardan) du segment par rapport au segment parent et P_X , P_Y et P_Z à la translation de son origine. Les coordonnées généralisées q_{1-6} correspondent à la position et à l'orientation de la racine et q_{7-42} sont des coordonnées articulaires. Enfin, les positions des degrés de liberté définissent la longueur des segments et sont obtenues à partir de la méthode fonctionnelle de localisation des centres articulaires SCoRE [62] (figure 3.2).

Nom	Solide			Orientation			Position (m)		
	n°	Parent	$X(\psi)$	$Y(\theta)$	$Z(\phi)$	P_X	P_Y	P_Z	
Bassin [racine]	S_1	S_0	q_4	q_5	q_6	q_1	q_2	q_3	
Thorax	S_2	S_1	$-q_7$	q_8	q_9	$-0,019$	$0,010$	$0,110$	
Tête	S_3	S_2	$-q_{10}$	q_{11}	q_{12}	$-0,006$	$0,008$	$0,368$	
Épaule droite	S_4	S_3	0	$-q_{13}$	$-q_{14}$	$0,028$	$0,016$	$0,263$	
Bras droit	S_5	S_4	q_{15}	$-q_{16}$	$-q_{17}$	$0,157$	0	0	
Avant-bras droit	S_6	S_5	q_{18}	0	$-q_{19}$	0	0	$-0,259$	
Main droite	S_7	S_6	q_{20}	$-q_{21}$	0	0	0	$-0,229$	
Épaule gauche	S_8	S_7	0	q_{22}	q_{23}	$-0,042$	$0,025$	$0,266$	
Bras gauche	S_9	S_8	q_{24}	q_{25}	q_{26}	$-0,148$	0	0	
Avant-bras gauche	S_{10}	S_9	q_{27}	0	q_{28}	0	0	$-0,261$	
Main gauche	S_{11}	S_{10}	q_{29}	q_{30}	0	0	0	$-0,228$	
Cuisse droite	S_{12}	S_{11}	q_{31}	$-q_{32}$	$-q_{33}$	$0,098$	$0,009$	$-0,116$	
Jambe droite	S_{13}	S_{12}	$-q_{34}$	0	0	0	0	$-0,374$	
Pied droit	S_{14}	S_{13}	q_{35}	0	$-q_{36}$	0	0	$-0,353$	
Cuisse gauche	S_{15}	S_{14}	q_{37}	q_{38}	q_{39}	$-0,095$	$0,020$	$-0,095$	
Jambe gauche	S_{16}	S_{15}	$-q_{40}$	0	0	0	0	$-0,386$	
Pied gauche	S_{17}	S_{16}	q_{41}	0	q_{42}	0	0	$-0,386$	

Note : Selon la définition des axes, les valeurs positives (négatives) des coordonnées généralisées représentent, pour toutes les articulations, quel que soit le coté, la flexion (extension), l'adduction (adduction) et la rotation latérale et à gauche (médiale et à droite). Pour le pelvis, les valeurs positives (négatives) qualifient le salto arrière (avant), l'inclinaison latérale à droite (gauche) et la vrille à gauche (droite).



3.1.2 Les paramètres du modèle

Ce modèle plus complexe permet une cinématique ressemblant davantage à la gestuelle de la plongeuse. Il s'agit maintenant de déterminer la géométrie des masses du modèle. Le modèle anthropométrique de Yeadon [181] a permis de personnaliser les paramètres inertiels segmentaires (tableau 3.IV). En plus des paramètres inertiels segmentaires tels que la masse, la position des centres de masse segmentaires et les moments d'inertie des segments, le modèle de Yeadon [181] demande également la mesure des longueurs des segments. Ces dernières mesures ont été comparées aux valeurs obtenues à partir de la méthode SCoRE [62] afin de quantifier l'erreur des mesures de la localisation de centres articulaires (tableau 3.II).

Le modèle de Yeadon [181] nécessite la prise de 95 mesures anthropométriques pour caractériser les 40 solides qui servent à modéliser le corps. Tous les segments sont modélisés sous la forme géométrique de cônes tronqués ou de stadiums, soit des rectangles prolongés de deux demi-cercles. Parmi les différentes mesures requises, 34 mesures de longueur permettent de calculer la hauteur de chacun des solides et 41 mesures de périmètre permettent d'estimer les dimensions des sections horizontales supérieures et inférieures de chaque solide. À l'exception des solides qui constituent le tronc, les mains et les pieds, les sections transversales de tous les segments sont considérées circulaires et ne nécessitent aucune autre mesure. Les sections transversales du tronc, des mains et des pieds n'étant pas circulaires, elles nécessitent la prise de 17 mesures de largeur et de 3 mesures de profondeur. À partir de toutes les mesures effectuées, sont ensuite estimés les volumes segmentaires dont la somme donne le volume corporel total. Puis, grâce aux valeurs de densité segmentaire de la table anthropométrique de Dempster [57], il est possible de faire une première estimation de la masse de chaque segment. La somme des masses segmentaires obtenues correspond à la masse totale modélisée ($M_{modélisée}$). Puisque la masse totale mesurée ($M_{mesurée}$) est connue, le rapport entre ces deux valeurs permet d'apporter une



correction sur les densités initiales (d_i) et d'obtenir la densité totale corrigée (d_c) :

$$k = \frac{M_{mesurée}}{M_{modélisée}},$$

$$d_c = k \times d_i.$$

Tableau 3.II – Comparaison des mesures de longueur des segments obtenues à partir de la méthode SCoRE [62] et du modèle anthropométrique de Yeadon [181].

Segment mesuré		Longueur (cm)		
N°	Nom	SCoRE [62]	Yeadon [181]	Différence absolue (cm)
S_1	Bassin	21,5	19,6	1,9
S_2	Thorax	26,3	27,9	1,6
S_3	Tête	24,6	23,7	0,9
S_4	Épaule droite	15,7	16,6	0,9
S_5	Bras droit	25,9	24,2	1,7
S_6	Avant-bras droit	22,9	18,6	4,3
S_7	Main droite	6,2	7,8	1,6
S_8	Épaule gauche	14,8	14,6	0,2
S_9	Bras gauche	26,1	24,2	1,9
S_{10}	Avant-bras gauche	22,8	18,6	4,2
S_{11}	Main gauche	6,7	7,8	1,1
S_{12}	Cuisse droite	37,4	37,7	0,3
S_{13}	Jambe droite	35,3	38,1	2,8
S_{14}	Pied droit	13,6	11,8	1,8
S_{15}	Cuisse gauche	38,6	37,7	0,9
S_{16}	Jambe gauche	35,5	38,1	2,6
S_{17}	Pied gauche	13,2	11,8	1,4
Moyenne				1,8
Écart type				1,2

Afin de valider le volume corporel total obtenu grâce au modèle de Yeadon [181], un appareil pléthysmographique de marque Bod Pod a été utilisé (tableau 3.III). Cet appareil

de pléthysmographie mesure le volume d'air déplacé par le corps de l'individu qui prend place à l'intérieur de celui-ci. Alors que le modèle de Yeadon [181] segmente le corps, cette méthode utilise le corps dans son ensemble.

Tableau 3.III – Comparaison des mesures de la densité totale du corps obtenue à partir du modèle de Yeadon [181] et du pléthysmographe Bod Pod.

	Modèle de Yeadon [181]	Pléthysmographe Bod Pod	Erreur absolue	Erreur relative (%)
Volume (L)	59,54	55,50	4,04	6,8
Densité	0,9880	1,0601	0,0721	6,8



Tableau 3.IV – Paramètres inertiels segmentaires composant la plongeuse. Pour chaque segment sont calculés le volume, la masse, la longueur, la position du centre de masse à partir du centre articulaire proximal (PCM) et les moments d'inertie ([médio-latéral ; antéro-postérieur ; longitudinal]) selon le modèle anthropométrique de Yeádon [181].

Nom	n°	volume (L)	masse (kg)	longueur (m)	PCM (m)	Moments d'inertie (kg/m ²)
Bassin [racine]	S_1	9,24	8,99	0,196	0,094	[0,05089; 0,08228; 0,07519]
Thorax	S_2	16,11	14,47	0,279	0,159	[0,17062; 0,18193; 0,12012]
Tête	S_3	3,96	4,23	0,237	0,118	[0,02033; 0,02034; 0,01266]
Épaule droite	S_4	0	0	0,166	0,00	[0,00; 0,00; 0,00]
Bras droit	S_5	1,74	1,80	0,242	-0,107	[0,00957; 0,00957; 0,00214]
Avant-bras droit	S_6	0,92	1,00	0,186	-0,101	[0,00449; 0,00452; 0,00066]
Main droite	S_7	0,28	0,31	0,078	-0,063	[0,00059; 0,00053; 0,00012]
Épaule gauche	S_8	0	0	0,146	0,00	[0,00; 0,00; 0,00]
Bras gauche	S_9	1,74	1,80	0,242	-0,107	[0,00957; 0,00957; 0,00214]
Avant-bras gauche	S_{10}	0,92	1,00	0,186	-0,101	[0,00449; 0,00452; 0,00066]
Main gauche	S_{11}	0,28	0,31	0,078	-0,063	[0,00059; 0,00053; 0,00012]
Cuisse droite	S_{12}	8,62	8,72	0,377	-0,161	[0,10266; 0,10269; 0,03425]
Jambe droite	S_{13}	2,99	3,14	0,381	-0,163	[0,03499; 0,03499; 0,00421]
Pied droit	S_{14}	0,56	0,59	0,118	-0,066	[0,00146; 0,00147; 0,00037]
Cuisse gauche	S_{15}	8,62	8,72	0,377	-0,161	[0,10266; 0,10269; 0,03425]
Jambe gauche	S_{16}	2,99	3,14	0,381	-0,163	[0,03499; 0,03499; 0,00421]
Pied gauche	S_{17}	0,56	0,59	0,118	-0,066	[0,00146; 0,00147; 0,00037]
Total		59,54	58,80			



3.1.3 Le modèle dynamique

Dans l'optique de réduire le temps de calcul, plusieurs générateurs d'équations sont disponibles afin de simplifier les équations du modèle. Outre HuMAnS qui a déjà été présenté au [chapitre 2](#), il existe également d'autres logiciels performants tels que MapleSim. Il a été intéressant de comparer l'efficacité de ces deux générateurs. Développé par la compagnie MapleSoft, MapleSim est un logiciel performant de modélisation et de simulation multi-domaines utilisant la puissance de Maple pour générer automatiquement les équations des modèles créés. La force de MapleSim réside dans ses fonctions de génération de calcul intégrées, ses méthodes de résolution symboliques et son utilisation d'un solveur numérique d'équations différentielles algébriques (EDA) très efficace qui permet la simulation en temps réel [93]. Tout comme HuMAnS, MapleSim permet de générer des modèles dynamiques à partir du formalisme d'Euler-Lagrange ([équation 2.1](#)). La formulation générée sous HuMAnS comporte trois termes :

$$\ddot{\mathbf{q}}\mathbf{1} = -M_{1,1}(q)^{-1} (M_{1,2}(q) \ddot{\mathbf{q}}\mathbf{2} + N_1(\mathbf{q}\mathbf{1}, \dot{\mathbf{q}}\mathbf{1})). \quad (3.1)$$

MapleSim effectue quelques simplifications à l'expression symbolique avant de générer les fonctions C des matrices et des vecteurs nécessaires. Il génère dans la même fonction C ($F(q, \dot{q}, \ddot{q})$) un vecteur qui dépend de q , \dot{q} et \ddot{q} et regroupe les termes non-linéaires équivalant à $N_1(q, \dot{q})$, la matrice d'inertie $M_{1,2}(q)$ et la cinématique articulaire $\ddot{\mathbf{q}}\mathbf{2}$:

$$F(q, \dot{q}, \ddot{q}) = M_{1,2}(q) \ddot{\mathbf{q}}\mathbf{2} + N_1(q, \dot{q}).$$

Plutôt que de comporter trois fonctions C, l'équation simplifiée présentée par MapleSim en comporte deux, soit la matrice d'inertie $M_{1,1}(q)$ et $F(q, \dot{q}, \ddot{q})$, de sorte que moins d'opérations sont nécessaires pour résoudre l'équation suivante :

$$\ddot{\mathbf{q}}\mathbf{1} = -M_{1,1}(q)^{-1} F(q, \dot{q}, \ddot{q}). \quad (3.2)$$

3.1.3.1 La comparaison de HuMAnS avec MapleSim

Les premières comparaisons portent sur une version simplifiée du modèle géométrique du gymnaste. Le modèle comporte seulement huit degrés de liberté : six à la racine et un à chaque bras permettant l'abduction-adduction. Les PIS et les centres articulaires du modèle ont été définis à partir de mesures réalisées sur un gymnaste [16] à partir du modèle anthropométrique de Yeadon [181]. À partir des composantes et des paramètres du modèle, les équations ont été générées à l'aide des deux logiciels. Plusieurs simulations ont été menées afin de comparer les temps de calcul en fonction des deux modèles dynamiques. Les résultats des simulations sont résumés dans le [tableau 3.V](#).

Tableau 3.V – Comparaison des temps d'intégration des équations de la dynamique générées par HuMAnS et MapleSim pour une itération.

Nombre de simulations	Temps de calcul (μs)		Différence	
	HuMAnS	MapleSim	(μs)	(%)
1000	69	31	-38	-55
10 000	42	28	-14	-33
100 000	55	38	-17	-31
1 000 000	37	30	-7	-19
Moyenne	51	32	-19	-35
Écart type	14	4	-13	-15

En ce qui concerne la cinématique de la racine, quelques différences ont pu être constatées principalement lors de mouvements plus complexes et pourraient provenir des matrices d'inertie qui ne sont pas exactement identiques suite aux arrondis successifs. Malgré ces différences, les résultats mettent en évidence que la formulation utilisée par MapleSim est plus efficace.

Les améliorations sous HuMAnS : Si le modèle généré avec MapleSim s'est avéré plus rapide qu'avec HuMAnS dans le cas du modèle simple à huit degrés de liberté, il en est

toutefois autrement avec le modèle de la plongeuse qui comporte 42 degrés de liberté. Le logiciel MapleSim n'est pas parvenu à générer les équations de la dynamique du modèle de la plongeuse. Toutefois, il a été possible de modifier la génération des équations à partir de HuMAnS afin de simplifier le modèle dynamique. La meilleure performance de MapleSim est attribuable aux simplifications du modèle généré en symbolique. Ces simplifications ont été implémentées sous HuMAnS afin de permettre la génération symbolique de l'équation simplifiée à deux termes comme avec MapleSim.

Étant donné que MapleSim ne peut générer le modèle à 42 degrés de liberté, il est impossible de comparer la performance de la formulation améliorée sous HuMAnS avec la formulation originale pour évaluer son efficacité. Les comparaisons effectuées concernent donc uniquement les formulations générées par HuMAnS, soit l'originale à trois termes (équation 3.1) et la simplifiée à deux termes (équation 3.2). Le temps de résolution de l'équation de la dynamique pour une itération a été calculé à partir de 1 000 000 d'itérations. La première portion du calcul n'a nul besoin d'être comparée entre les deux formulations puisqu'elle concerne la matrice d'inertie $M_{1,1}$ qui demeure identique dans la formulation simplifiée. Le temps nécessaire pour l'évaluer est de $6 \mu s$.

Seules deux comparaisons ont été nécessaires pour évaluer l'efficacité des deux différents modèles générés sous HuMAnS (tableau 3.VI). La première comparaison ne concerne pas la matrice d'inertie $M_{1,1}$ afin de dissocier la partie de l'équation qui est touchée par les modifications de celle qui ne l'est pas. Dans le cas de l'équation originale, cette partie comporte deux termes et une opération d'addition ($M_{1,2}(q) \ddot{\mathbf{q}}_2 + N_1(\mathbf{q}_1, \dot{\mathbf{q}}_1)$), alors que dans la formulation simplifiée, il ne s'agit que d'un seul terme ($F(q, \dot{q}, \ddot{q})$). La formulation originale prend $26 \mu s$ tandis que la formulation modifiée prend $16 \mu s$. La seconde comparaison implique la résolution de l'équation entière afin de constater la différence de temps de calcul en fonction du modèle dynamique choisi. Encore une fois, comme la formulation simplifiée comporte moins de termes et d'opérations, les calculs s'effectuent plus rapidement. En effet, cette dernière est résolue en $36 \mu s$ alors que la formulation originale nécessite $49 \mu s$. La différence entre les deux modèles est de $13 \mu s$ ce qui correspond à une

Tableau 3.VI – Comparaisons des temps de calcul nécessaires à la résolution de l'équation de la dynamique en fonction du modèle dynamique utilisé pour le modèle de la plongeuse à 42 degrés de liberté.

Opération effectuée	Temps de calcul (μs)		Différence	
	3 termes	2 termes	(μs)	(%)
Résolution partielle de l'équation*	26	16	10	-17
Résolution de l'équation	49	36	13	-22

*Les portions des équations symboliques évaluées correspondent à $M_{1,2}(q) \ddot{\mathbf{q}}_2 + N_1(\mathbf{q}_1, \dot{\mathbf{q}}_1)$ pour l'équation originale à 3 termes et à $F(q, \dot{q}, \ddot{q})$ pour l'équation simplifiée à 2 termes.

accélération du temps de calculs de l'ordre de 22 % grâce à la simplification de l'équation à deux termes comme c'est le cas dans MapleSim. Il est donc intéressant de constater que la formulation simplifiée permet une diminution des temps de calcul du même ordre que les équations générées par MapleSim.

Les comparaisons entre les formulations originale et simplifiée ont permis l'amélioration du modèle dynamique généré directement sous HuMANs. Seuls la matrice de masse $M_{1,1}$ et le vecteur de force F sont générés sous forme de fonctions C (respectivement Inertia11.c et ForceVector.c).

3.2 L'estimation de la cinématique articulaire

Telle que mentionnée en revue de littérature ([chapitre 1](#)), la méthode globale du filtre de Kalman étendu est la mieux adaptée pour la reconstruction de la cinématique articulaire de plongeurs enregistrés à l'aide d'un système optoélectronique en situation réelle. Comme cette méthode fonctionne à partir d'une chaîne cinématique définie *a priori*, cette dernière a été développée à partir du modèle de simulation.



3.2.1 La chaîne cinématique

La chaîne cinématique utilisée pour la reconstruction repose sur le modèle géométrique utilisé pour la simulation. Elle comporte 17 segments et 42 degrés de liberté. Cette représentation du corps humain est suffisamment complexe pour respecter la gestuelle des mouvements de plongeon. Les paramètres de la chaîne cinématique ont été définis à partir de la localisation des centres articulaires fonctionnels selon la méthode SCoRE [62].

3.2.1.1 La localisation des centres articulaires

Les matrices de rotation : Pour localiser les centres articulaires au moyen d'une méthode fonctionnelle comme l'algorithme SCoRE [62], il est nécessaire de calculer la matrice de rotation 1_0R permettant de passer d'un repère local au repère global. Comme il y a plus de trois marqueurs par segment, les matrices de rotation sont calculées par une méthode d'optimisation qui exploite la redondance des marqueurs (M). Un minimum de quatre marqueurs non-colinéaires permet en effet de minimiser certaines erreurs liées aux mouvements de la peau [35, 40, 41, 131]. La méthode d'optimisation choisie repose sur la moindre déformation d'un ensemble de marqueurs entre une configuration de référence et les positions des marqueurs à l'instant t . Une image provenant d'un essai statique est utilisée comme configuration initiale pour l'instant de référence t_0 afin d'éviter les mouvements de peau. Il s'agit de définir la meilleure matrice ${}^t_{t_0}R$ permettant de passer du repère local à un instant t au même repère local à l'instant de référence t_0 . Pour ce faire, il faut minimiser la fonction d'optimisation à partir des vecteurs formés par les couples de marqueurs appartenant au même segment à l'instant t_0 (b_i) et à l'instant t (c_i) [132] :

$$\min \frac{1}{2} \sum_{i=1}^n \|b_i - {}^t_{t_0}R c_i\|.$$

 Ensuite, il est nécessaire de calculer la matrice de rotation ${}^{t_0}_0R$ permettant le passage du repère local à l'instant initial t_0 au repère global. Finalement, il est possible d'obtenir la matrice de rotation optimisée permettant de passer du repère local à chaque instant au

repère global :

$${}^t_0R = {}^{t_0}_0R {}^t_{t_0}R.$$

La méthode SCoRE : À partir des matrices de rotation (t_0R_p , t_0R_d), de la position (r_p, r_d) et de l'orientation de chacun des segments proximal (p) et distal (d), la position du centre articulaire à chaque instant peut s'écrire de deux façons :

$${}^0C = r_p + {}^t_0R_p u,$$

$${}^0C = r_d + {}^t_0R_d v,$$

où u et v sont les vecteurs positions du centre articulaire exprimés dans les repères du segment proximal et distal respectivement. Il est alors possible d'écrire :

$$r_d + {}^t_0R_d v = r_p + {}^t_0R_p u.$$

Ensuite, il s'agit de minimiser la différence entre les coordonnées du centre articulaire calculées via le repère local du segment proximal (u) et les coordonnées du même centre articulaire calculées via le repère local du segment distal (v). Les vecteurs positions du centre articulaire (u et v) sont les seules valeurs inconnues. L'égalité précédente peut s'écrire sous la forme d'un système linéaire avec les paramètres inconnus rassemblés dans un même vecteur de dimension 6,1 :

$$[{}^t_0R_p \quad - {}^t_0R_d] \begin{bmatrix} u \\ v \end{bmatrix} = r_d - r_p.$$



Puisque l'enregistrement du mouvement comporte n instants différents, on peut former le système linéaire sur-déterminé suivant :

$$\begin{bmatrix} {}^{t_0}R_p & -{}^{t_0}R_d \\ \vdots & \vdots \\ {}^{t_n}R_p & -{}^{t_n}R_d \end{bmatrix} \begin{bmatrix} u \\ v \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} r_d(t_0) - r_p(t_0) \\ \vdots \\ r_d(t_n) - r_p(t_n) \end{bmatrix}.$$

La position du centre articulaire dans les repères locaux proximal et distal (u et v) s'obtient par moindres carrées en introduisant la pseudo-inverse de Moore-Penrose $A = [{}^tR_p \ -{}^tR_d]$:

$$\begin{bmatrix} u \\ v \end{bmatrix} = (A^T A)^{-1} A^T [r_d - r_p].$$

La position du centre articulaire exprimée dans le repère proximal (u) correspond à la translation pour passer d'un segment parent à un segment enfant. Tous les centres articulaire reliant les 17 segments de la chaîne cinématique et les repères locaux de tous les segments, à l'exception du bassin, sont définis de cette façon. Le bassin étant le segment racine de la chaîne cinématique, celui-ci n'a pas de segment proximal et l'origine de son repère local correspond au barycentre des six marqueurs placés sur ce segment.

3.2.2 L'acquisition de données expérimentales

Un système optoélectronique d'analyse du mouvement a été installé autour du bassin de plongeur de l'Institut National du Sport du Québec. Une plongeuse (21 ans, 58,8 kg, 158,0 cm) faisant partie de l'équipe nationale canadienne de plongeur a participé à cette étude. Le protocole a d'abord été expliqué à l'athlète qui a ensuite signé un formulaire de consentement approuvé par le comité d'éthique de la recherche en santé de l'Université de Montréal (CERES #1012(2)).

3.2.2.1 Matériel

Un système d'analyse du mouvement composé de 17 caméras Vicon (Oxford UK), soit 5 caméras de type T20 (2 Mpx) et 12 de type T40 (4 Mpx) a été utilisé pour enregistrer les trajectoires tridimensionnelles des marqueurs à 300 Hz. Par réfléchissement des faisceaux de lumière visible et infrarouge qu'elles projettent sur les marqueurs fixés au corps de la plongeuse, ces caméras permettent de recueillir les positions des marqueurs. Après la calibration des caméras, des algorithmes de reconstruction permettent d'obtenir les coordonnées tridimensionnelles de chaque marqueur par triangulation à partir de la combinaison des coordonnées bidimensionnelles obtenues dans différentes vues par un minimum de deux caméras. Pour que les coordonnées tridimensionnelles d'un marqueur soit enregistrées, celui-ci doit être vu par un minimum de deux caméras simultanément. Le placement des caméras et l'ajustement de leurs lentilles sont des étapes déterminantes de la qualité des données recueillies. Des expériences en laboratoire ont permis de faire quelques tests afin de prévoir un placement optimal des caméras, mais l'installation sur les lieux a nécessité plusieurs ajustements. Les caméras ont dû être installées rapidement en raison de la contrainte de temps liée à la disponibilité du bassin pour une journée seulement. Les 17 caméras ont été placées sur le sol et sur les différentes plateformes de 3 m, 5 m, 7 m et 10 m de manière à voir le plus de marqueurs possible tout au long du mouvement (figure 3.3). La longueur des câbles permettant de relier les caméras à l'ordinateur central a toutefois contraint le positionnement de certaines caméras. Une seule caméra a pu être placée de manière à faire face à la tour de plongeon. Un volume d'acquisition de 7 x 3 x 4 m a été calibré à l'aide d'une baguette (figure 3.4). Cette méthode de calibration est dite dynamique et consiste à bouger une baguette sur laquelle sont placés des marqueurs dont les coordonnées 3D sont connues. Une plateforme de force (AMTI) échantillonnée à 1000 Hz a été installée sur la plateforme de plongeon de 5 m. Une surface antidérapante correspondant à celle retrouvée directement sur les tours de plongeon a été installée sur la plateforme de force de manière à reproduire la surface habituelle et

sécuritaire¹. L'origine du repère global commun à toutes les caméras est définie grâce à une équerre en «L» sur lequel sont positionnés cinq marqueurs dont les coordonnées 3D sont précisément connues. Cette équerre est placée sur la plateforme de force de manière à être vue par plusieurs caméras. De plus, deux caméras vidéo ont été installées sur un côté du bassin afin d'enregistrer les mouvements. La première a enregistré à 100 Hz la première portion des plongeurs, de l'impulsion aux rotations sans l'entrée à l'eau, alors que la deuxième a enregistré à 60 Hz le mouvement dans son ensemble.



Figure 3.4 – Calibration du volume d'acquisition.



1. À noter que les données recueillies avec la plateforme de force n'ont pas été utilisées dans le cadre de ce travail de maitrise.

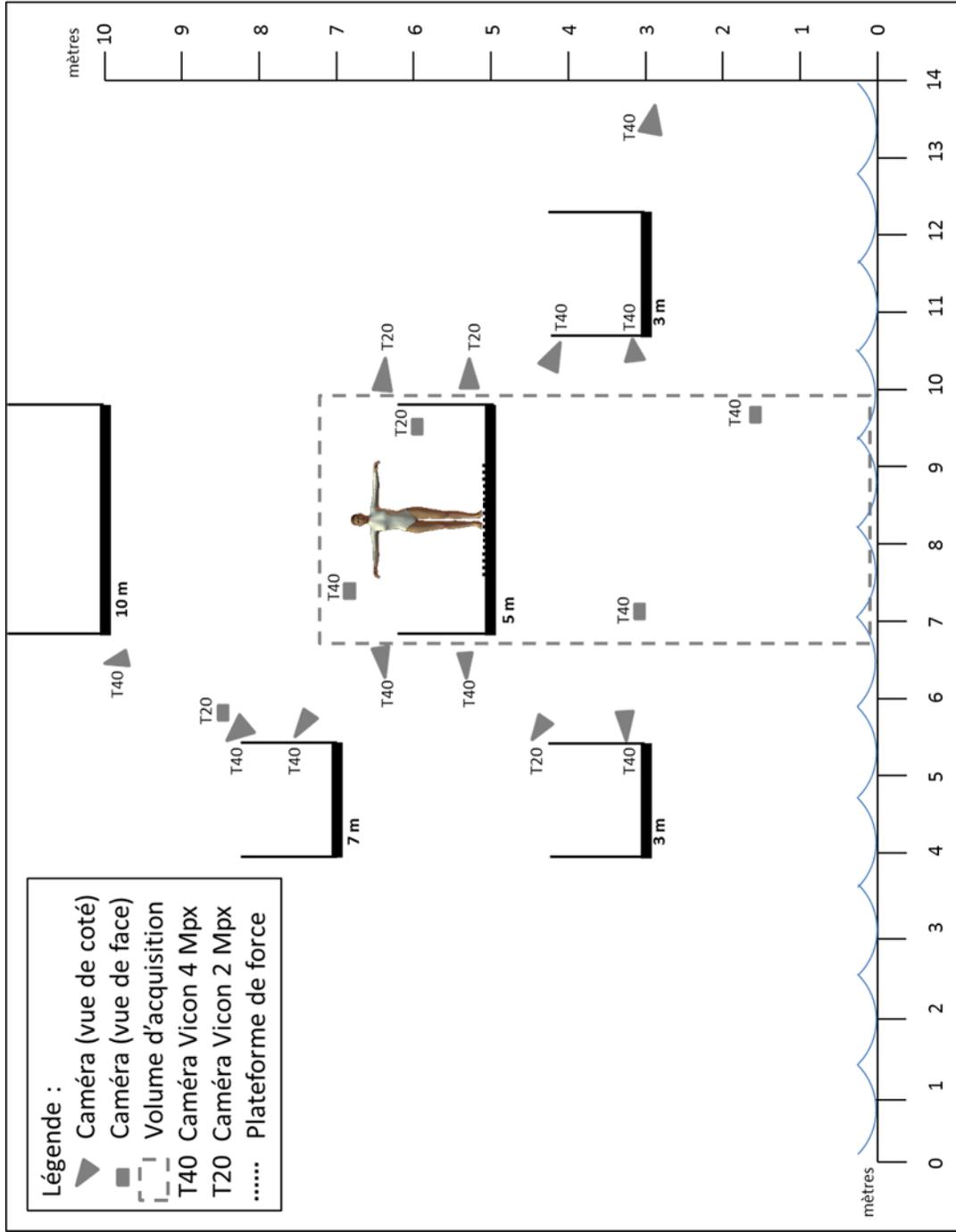


Figure 3.3 – Disposition des 17 caméras formant le volume d'acquisition.

3.2.2.2 Protocole expérimental

La plongeuse a procédé à un échauffement à sec, puis à un échauffement progressif sur le tremplin du 3 m et sur la plateforme du 5 m. Elle a d'abord effectué un certain nombre d'exercices et de plongeurs simples à partir du 3 m puis du 5 m. Suite à l'échauffement, 95 marqueurs réfléchissants et flottants (14 mm de diamètre) fixés à une base souple ont été collés sur la plongeuse de manière à modéliser celle-ci sous la forme d'une chaîne cinématique de 17 segments ([figure 3.5](#)) : pelvis (6 marqueurs), thorax (6), tête (5), épaules (6 marqueurs \times 2 segments), bras (5 \times 2), avant-bras (8 \times 2), mains (3 \times 2), cuisses (5 \times 2), jambes (6 \times 2), pieds (6 \times 2). La position de chaque marqueur a d'abord été indiquée sur la peau de la plongeuse à l'aide d'un crayon à maquillage résistant à l'eau de sorte qu'il soit possible de le replacer rapidement et précisément s'il était arraché lors de l'entrée à l'eau. Un vaporisateur adhésif et un ruban adhésif double-face ont été utilisés pour assurer un maximum d'adhésion sur la peau. Une acquisition en position statique a d'abord été enregistrée pour la définition ultérieure des repères locaux et des paramètres de la chaîne cinématique. Des essais dynamiques ont été effectués afin de localiser les centres articulaires entre les segments. Les essais effectués par la plongeuse sont des mouvements sollicitant spécifiquement une articulation dans l'ensemble de ses degrés de liberté en rotation ([tableau 3.VII](#)). Pour chaque degré de liberté d'une même articulation, 5 ou 10 répétitions d'un mouvement spécifique ont été effectuées. Ensuite, la plongeuse a fait 5 ou 10 répétitions d'un mouvement de circumduction sollicitant tous les degrés de liberté de l'articulation simultanément. Par exemple, pour le tronc il s'agit de cinq flexions-extensions (FE), cinq inclinaisons latérales, cinq rotations et cinq circumductions. La plongeuse a ensuite effectué sept plongeurs différents, répétés deux à trois fois chacun. Tous ont été enregistrés par le système d'analyse du mouvement et la plateforme de force ([tableau 3.VIII](#)). Seuls les meilleurs essais de chaque plongeur ont été analysés.



Tableau 3.VII – Protocole d’acquisition des mouvements fonctionnels permettant la localisation des centres articulaires.

Nom	Articulation		Mouvement (Nbre de répétitions)			
	Segment parent	Segment enfant	FE	AbAd	Rotation	Circumduction
Tronc	Bassin [S_1]	Thorax [S_2]	5	5	5	5
Cou	Thorax [S_2]	Tête [S_3]	5	5	5	5
Sternoclaviculaires (2)	Thorax [S_2]	Épaules [S_4, S_8]	-	5	5	5
Glénohumérales (2)	Épaules [S_4, S_8]	Bras [S_5, S_9]	5	5	-	5
Coudes (2)	Bras [S_5, S_9]	Avant-bras [S_6, S_{10}]	10	-	10	-
Poignets (2)	Avant-bras [S_6, S_{10}]	Mains [S_7, S_{11}]	5	5	-	5
Hanches (2)	Bassin [S_1]	Cuisses [S_{12}, S_{15}]	5	5	-	5
Genoux (2)	Cuisses [S_{12}, S_{15}]	Jambes [S_{13}, S_{16}]	10	-	-	10
Chevilles (2)	Jambes [S_{13}, S_{16}]	Pieds [S_{14}, S_{17}]	10	-	-	10

Note : Les abréviations FE et AbAd signifient respectivement flexion-extension et abduction-adduction.

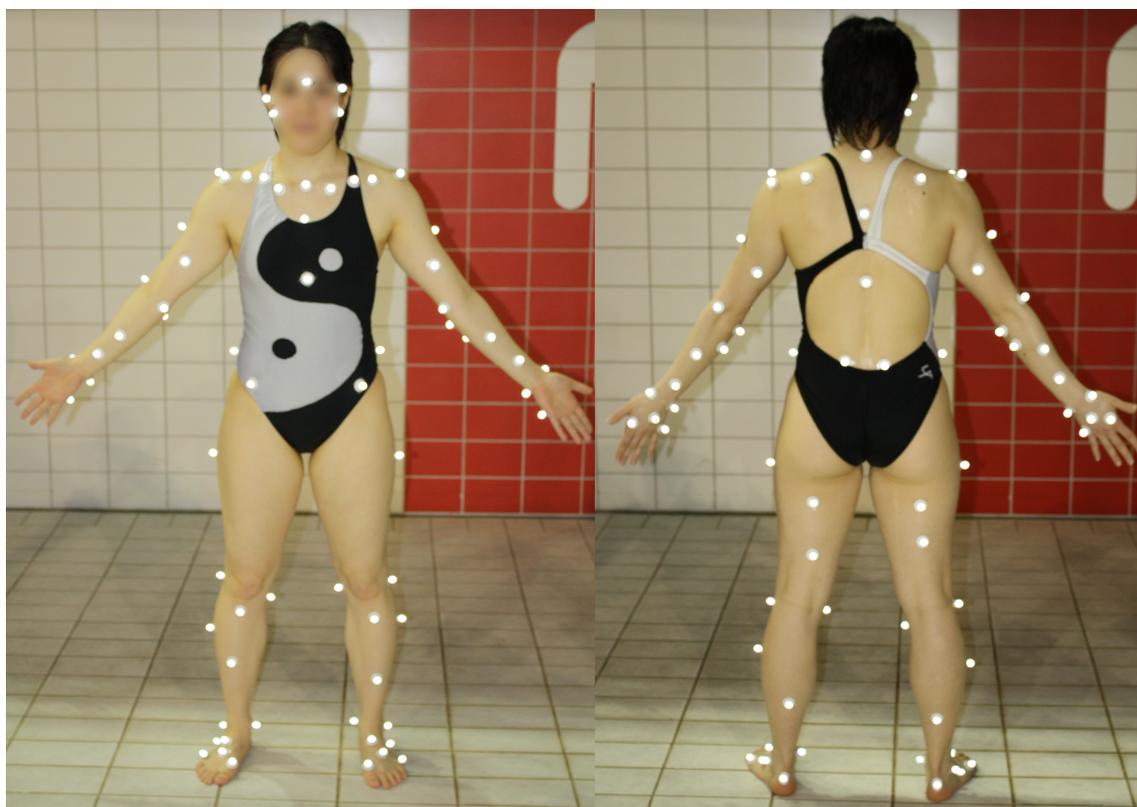


Figure 3.5 – Placement des 95 marqueurs réfléchissants et flottants sur la plongeuse vue de face (a) et de dos (b).

Tableau 3.VIII – Plongeurs enregistrés

Code	Plongeon	Répétitions
101B	Plongeon avant	2
201B	Plongeon arrière	2
301B	Plongeon renversé	2
401B	Plongeon retourné	2
103C	$1\frac{1}{2}$ salto avant	2
5231D	$1\frac{1}{2}$ salto arrière avec $\frac{1}{2}$ vrille arrière	3
5233D	$1\frac{1}{2}$ salto arrière avec $1\frac{1}{2}$ vrille	3

3.2.3 La reconstruction

Les trajectoires des marqueurs enregistrées pour chaque plongeon comportent des occlusions. Celles-ci surviennent lorsqu'un segment corporel en cache un autre, empêchant ainsi l'enregistrement d'un marqueur par un minimum de deux caméras, ou encore lorsqu'un marqueur décolle de la peau de la plongeuse et disparaît complètement. Cette dernière cause est responsable d'en moyenne deux marqueurs par plongeon. En plus d'être une moyenne très faible, ces marqueurs se sont décollés en fin de mouvement, soit lors de l'entrée à l'eau, ce qui engendre peu de répercussions sur la reconstruction de la cinématique. Par contre, les occlusions de marqueurs attribuables à la nature du mouvement sont nombreuses. Par exemple, le nombre de marqueurs visibles pour la reconstruction du plongeon le plus complexe, soit le salto et demi arrière avec une vrille et demie, passe de plus de 80 en début de mouvement à moins de 40 vers la fin ([figure 3.6](#)). Pour pallier à ce problème, la méthode de reconstruction robuste du filtre de Kalman s'est avérée la plus intéressante pour la reconstruction de la cinématique. Tel que mentionné au [chapitre 1](#), cette méthode comprend deux étapes, soit l'étape prédictive et l'étape correctrice.

3.2.3.1 La fonction cinématique directe

La fonction f appelée fonction de cinématique directe permet d'obtenir les coordonnées de position de chaque marqueur exprimées dans le repère global du système. Ces coordon-

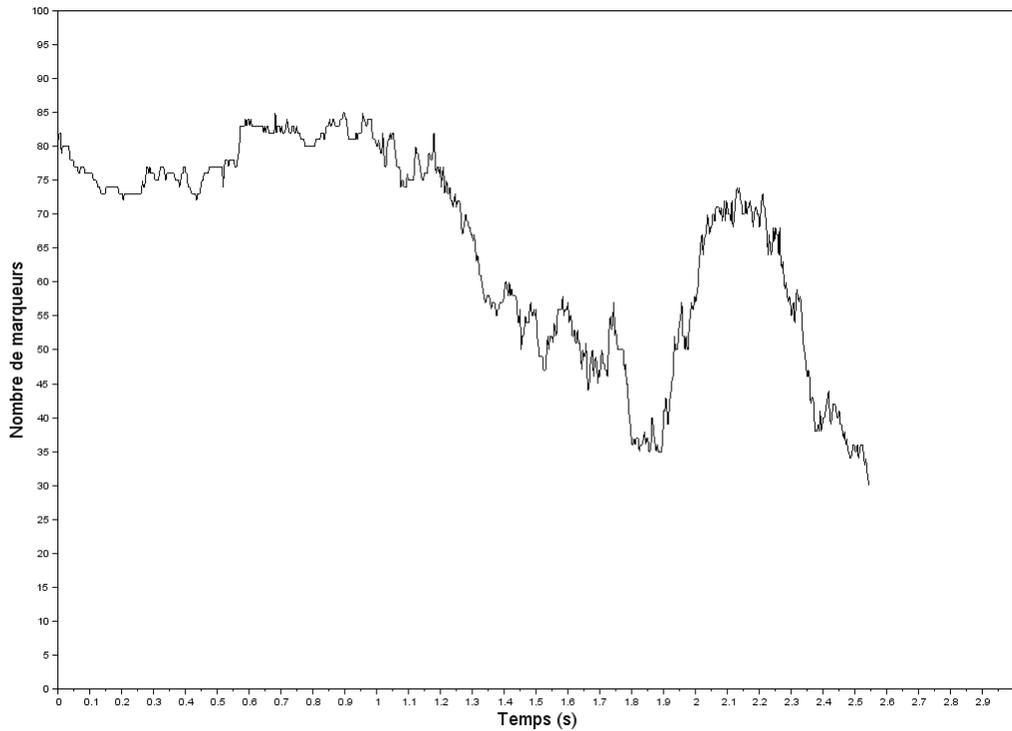


Figure 3.6 – Nombre total de marqueurs visibles pour la reconstruction du plongeon $1\frac{1}{2}$ salto arrière avec $1\frac{1}{2}$ vrille (5233D).

nées correspondent à un vecteur caractéristique, appelé *Tags* et noté T , et ne dépendent que des angles appliqués à chacun des degrés de liberté (q) :

$$T = f(q).$$

Les coordonnées de position de chaque marqueur sont d’abord exprimées dans le repère local du segment sur lequel le marqueur se trouve à partir d’un essai statique. Ces positions locales sont ensuite introduites dans la fonction de cinématique directe qui est la résultante de toutes les transformations permettant le passage du repère local au repère global.

La fonction de cinématique directe est basée sur des matrices homogènes permettant la détermination de la position et de l’orientation de chaque repère local par rapport à son parent. Six paramètres sont nécessaires afin d’exprimer la position et l’orientation du

repère local d'un segment dans celui de son segment parent : trois en translation ($P_{1 \times 3}$) et trois en rotation ($R(X, \psi)R(Y, \theta)R(Z, \phi)$) dans le cas d'une séquence de Cardan XYZ telle que recommandée par l'ISB. Chaque matrice homogène permettant de passer d'un repère local (k) à son repère parent (j) a la forme suivante :

$$\begin{bmatrix} (R(X, \psi)R(Y, \theta)R(Z, \phi)) & P_{1 \times 3} \\ 0_{1 \times 3} & 1 \end{bmatrix}.$$

La matrice de passage d'un repère local au repère global est le produit cumulatif des matrices de passage ($\prod_j {}^i A$) de chaque repère local à son repère parent depuis le segment jusqu'au repère global. Par exemple, la position du marqueur (T_{15}) positionné au niveau de la glabelle sur le segment tête (S_3) peut s'exprimer ainsi :

$$\begin{aligned} {}^0 T_{15} &= {}^3_0 A {}^3 T_{15} \\ {}^0 T_{15} &= [{}^1_0 A {}^2_1 A {}^3_2 A] {}^3 T_{15}. \end{aligned}$$

3.2.3.2 Le filtre de Kalman étendu

Alors que les T_i sont les coordonnées des marqueurs reconstruits à partir de la chaîne cinématique, les coordonnées des marqueurs mesurés sont notées M_i . Le filtre de Kalman étendu permet d'estimer la cinématique articulaire en minimisant la distance euclidienne à chaque instant entre les marqueurs mesurés M et reconstruits T .

La première étape du filtre de Kalman est prédictive et estime l'état actuel, soit les coordonnées généralisées prédites (x_p^t) à un instant t , à partir de l'état précédent corrigé (x_c^{t-1}). L'équation suivante désigne cette première étape :

$$x_p^t = F x_c^{t-1} + v^{t-1},$$



où F correspond à la matrice d'évolution entre deux états consécutifs et v au vecteur représentant les bruits de processus.

Pour résoudre le problème de cinématique inverse, il faut faire intervenir la fonction de cinématique directe f et l'inverser. En raison de la non-linéarité liée à cette fonction, une solution consiste à linéariser localement le problème autour de l'estimation courante en utilisant la Jacobienne des coordonnées des marqueurs, ($Tags$). La matrice Jacobienne J de la fonction de cinématique directe est calculée à partir des coordonnées généralisées prédites (x_p^t) obtenues lors de la phase de prédiction et a la forme suivante :

$$J = \frac{\partial T}{\partial q}.$$

Elle sert d'opérateur linéaire liant les vitesses articulaires (\dot{q}) et les vitesses cartésiennes (\dot{T}) d'un point de la chaîne cinématique :

$$\dot{T} = J \dot{q}.$$

La Jacobienne est alors introduite dans le gain de Kalman qui est calculé à partir des matrices représentant respectivement la covariance prédite de l'erreur sur l'estimation des coordonnées généralisées (P_p) et la covariance qui définit *a priori* l'erreur sur les coordonnées tridimensionnelles des marqueurs (S) :

$$K = P_p J^T (J P_p J^T + S)^{-1}.$$

Avant de passer à l'estimation des coordonnées généralisées de l'instant suivant, une correction est d'abord effectuée pour obtenir la matrice de covariance corrigée (P_c) en fonction de P_p , K et J :

$$P_c = (I_{42,42} - KJ)P_p(I_{42,42} - KJ)^T + K R K^T,$$

où $I_{42,42}$ est la matrice identité dont les dimensions correspondent au nombre de degrés de liberté, soit 42. 

La deuxième étape est dite «correctrice» et corrige les coordonnées généralisées à partir des mesures actuelles. Cette deuxième étape détermine dans un premier temps le vecteur des marqueurs mesurés prédits (M_p^t) à partir du vecteur des marqueurs reconstruits prédits (T_p^t) et du vecteur représentant les bruits de mesure (e) :

$$M_p^t = T_p^t + e_t.$$

Dans un second temps, le gain de Kalman intervient et permet d'obtenir les coordonnées généralisées corrigées de l'instant suivant (x_c^{t+1}) à partir des coordonnées tridimensionnelles des marqueurs :

$$x_c^{t+1} = x_p^t + K(M_t - M_p^t).$$

Cet algorithme de reconstruction a été implémenté grâce aux fonctions disponibles dans la boîte à outils (toolbox) HuMAnS sous Scilab.

3.2.3.3 La cinématique articulaire

La cinématique des 42 degrés de liberté a été reconstruite grâce au filtre de Kalman étendu pour les huit plongeurs enregistrés. Afin de rendre compte de la précision de la reconstruction, une erreur de reconstruction a été calculée (figure 3.7). Elle correspond à l'erreur quadratique moyenne (RMSE) entre les marqueurs mesurés (M) et reconstruits (T) par la fonction de cinématique directe :

$$RMSE = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (T_i - M_i)^T (T_i - M_i)},$$

où N est le nombre total d'instants. Également, la moyenne des erreurs sur les 95 marqueurs a été calculée pour l'ensemble des marqueurs sur chacune des trois dimensions (tableau 3.IX). Puis, la norme ($\sqrt{x^2 + y^2 + z^2}$) a été calculée afin d'indiquer la précision

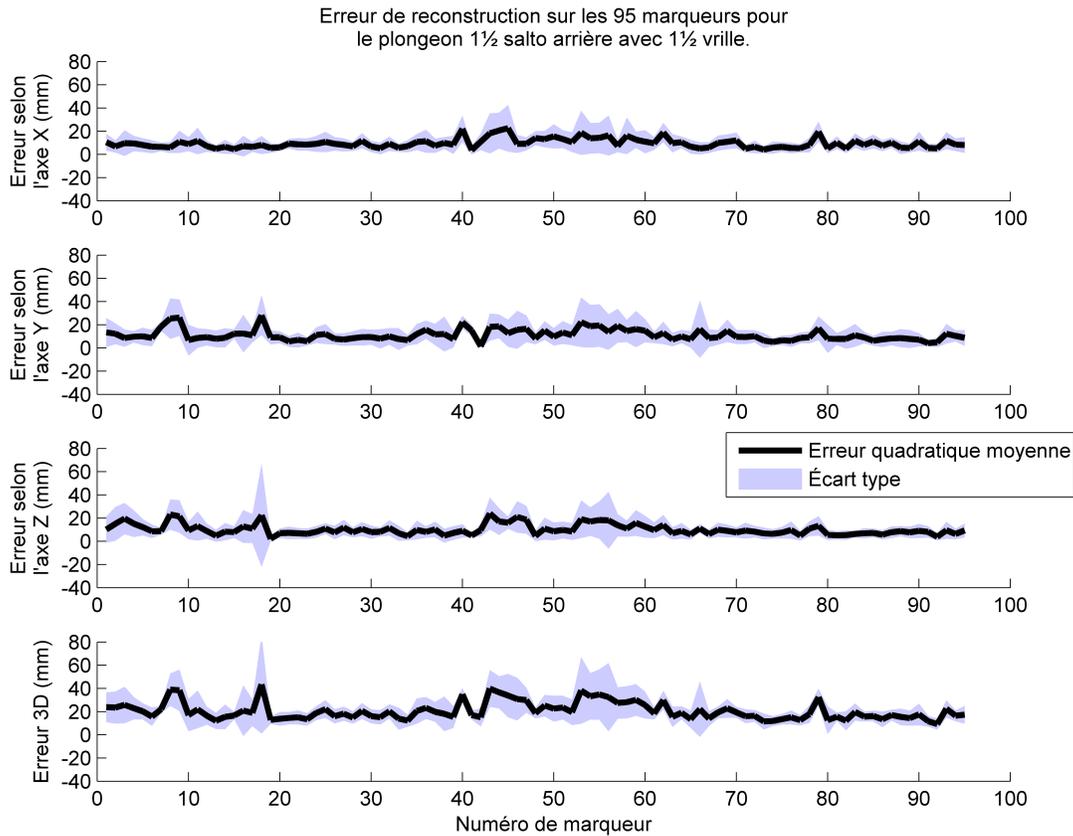


Figure 3.7 – Erreur de reconstruction selon les axes X, Y et Z ainsi que l’erreur 3D pour le plongeon $1\frac{1}{2}$ salto arrière avec $1\frac{1}{2}$ vrille (5233D).

globale tridimensionnelle de la reconstruction des 95 marqueurs ([tableau 3.IX](#)). Cette dernière varie entre $15,7 \pm 7,2$ mm et $21,0 \pm 9,8$ mm pour l’ensemble des plongeurs. La cinématique reconstruite grâce au filtre de Kalman étendu a ensuite été approximée par des splines afin d’être exprimée sous la forme de fonction. De cette façon, la cinématique articulaire (q_{7-42}) est dérivable à tout instant et peut servir de données d’entrée à la simulation dans l’interface. La cinématique reconstruite des degrés de liberté associés à la racine (q_{1-6}) sera comparée à la cinématique simulée au [chapitre 4](#). Seuls quelques degrés de liberté sont retenus afin d’illustrer l’étape de l’approximation des données réelles sous la forme de fonctions splines. Ainsi, la flexion-extension du tronc (q_7), la flexion-extension

Tableau 3.IX – L’erreur de reconstruction (mm) sur les marqueurs mesurés (M) et reconstruits (T) selon les axes X,Y et Z et selon les 3 dimensions combinées (3D) pour l’ensemble des plongeurs effectués.

Code	Plongeon Nom	Erreur moyenne \pm écart type (mm)			
		Selon l’axe X	Selon l’axe Y	Selon l’axe Z	3D
201B	$\frac{1}{2}$ salto arrière	$7,5 \pm 5,0$	$8,5 \pm 6,0$	$7,5 \pm 5,2$	$15,7 \pm 7,2$
301B	$\frac{1}{2}$ salto arrière renversé	$7,8 \pm 5,0$	$8,4 \pm 5,8$	$8,6 \pm 5,7$	$16,8 \pm 7,0$
401B	$\frac{1}{2}$ salto avant retourné	$8,5 \pm 5,4$	$10,6 \pm 7,7$	$9,5 \pm 7,1$	$19,1 \pm 9,4$
103C	$1\frac{1}{2}$ salto avant	$9,4 \pm 5,2$	$9,7 \pm 6,9$	$9,0 \pm 6,5$	$18,9 \pm 9,4$
5231D (1)	$1\frac{1}{2}$ salto arrière avec $\frac{1}{2}$ vrille	$7,9 \pm 5,3$	$8,6 \pm 6,4$	$8,5 \pm 5,9$	$16,7 \pm 6,9$
5231D (2)	$1\frac{1}{2}$ salto arrière avec $\frac{1}{2}$ vrille	$8,2 \pm 5,4$	$9,1 \pm 6,6$	$8,7 \pm 5,9$	$17,4 \pm 6,8$
5233D (1)	$1\frac{1}{2}$ salto arrière avec $1\frac{1}{2}$ vrille	$9,5 \pm 7,0$	$11,2 \pm 8,5$	$10,2 \pm 7,5$	$20,6 \pm 9,7$
5233D (2)	$1\frac{1}{2}$ salto arrière avec $1\frac{1}{2}$ vrille	$9,7 \pm 7,1$	$11,7 \pm 8,2$	$10,2 \pm 7,6$	$21,0 \pm 9,8$
Moyenne des 8 mouvements		$8,6 \pm 5,7$	$9,7 \pm 7,0$	$9,0 \pm 6,4$	$18,3 \pm 8,1$

Tableau 3.X – Les coefficients de détermination (R^2) pour les degrés de liberté de flexion-extension et d’abduction-adduction aux bras droit (q_{15} , q_{16}) et gauche (q_{24} , q_{25}), de flexion-extension des cuisses droite (q_{31}) et gauche (q_{37}) ainsi que le coefficient moyen pour l’ensemble des 42 degrés de liberté (R_{moy}^2).

Code	Plongeon Nom	Coefficient de détermination (R^2)						R_{moy}^2
		q_{15}	q_{16}	q_{24}	q_{25}	q_{31}	q_{37}	
201B	$\frac{1}{2}$ salto arrière	0,9990	0,9995	0,9995	0,9957	0,9994	0,9996	0,9832
301B	$\frac{1}{2}$ salto arrière renversé	0,9983	0,9972	0,9986	0,9965	0,9997	0,9997	0,9874
401B	$\frac{1}{2}$ salto avant retourné	0,9982	0,9970	0,9995	0,9767	0,9989	0,9988	0,9815
103C	$1\frac{1}{2}$ salto avant	0,9985	0,9940	0,9968	0,9742	0,9990	0,9989	0,9807
5231D (1)	$1\frac{1}{2}$ salto arrière avec $\frac{1}{2}$ vrille	0,9992	0,9935	0,9986	0,9961	0,9996	0,9997	0,9891
5231D (2)	$1\frac{1}{2}$ salto arrière avec $\frac{1}{2}$ vrille	0,9980	0,9933	0,9975	0,9956	0,9994	0,9995	0,9895
5233D (1)	$1\frac{1}{2}$ salto arrière avec $1\frac{1}{2}$ vrille	0,9989	0,9915	0,9952	0,9981	0,9986	0,9986	0,9851
5233D (2)	$1\frac{1}{2}$ salto arrière avec $1\frac{1}{2}$ vrille	0,9918	0,9905	0,9992	0,9388	0,9991	0,9987	0,9824
Moyenne des 8 mouvements		0,9977	0,9941	0,9981	0,9840	0,9992	0,9992	0,9849

et l’abduction-adduction des bras droit (q_{15-16}) et gauche (q_{24-26}) et la flexion-extension des cuisses droite (q_{31}) et gauche (q_{37}) sont présentées pour le $1\frac{1}{2}$ salto arrière avec $1\frac{1}{2}$ vrille (figure 3.8). Les coefficients de détermination (R^2) ont été déterminés pour chacun des 42 degrés de liberté ainsi que pour la moyenne de tous les degrés de liberté (tableau 3.X). Les coefficients de détermination moyens pour l’ensemble des 42 degrés de liberté varient de 0,9807 à 0,9895 selon le plongeon effectué.

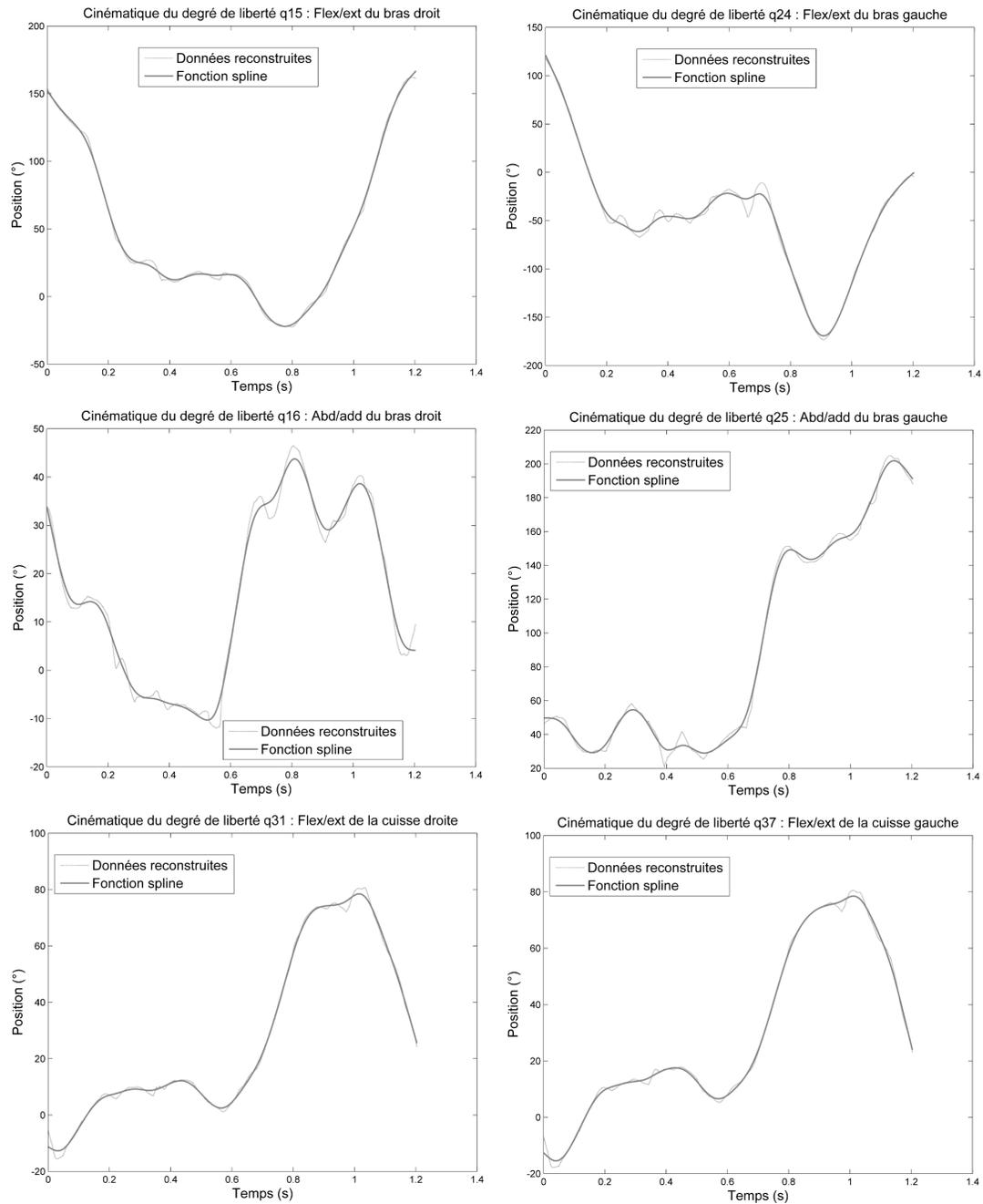


Figure 3.8 – Différence entre la cinématique articulaire reconstruite et cette même cinématique approximée par une fonction spline pour les degrés de liberté de flexion-extension et d'abduction-adduction aux bras droit (q_{15} , q_{16}) et gauche (q_{24} , q_{25}), de flexion-extension des cuisses droite (q_{31}) et gauche (q_{37}).

3.3 L'évaluation du modèle de simulation

La cinématique articulaire reconstruite, c'est-à-dire la mesure du mouvement réel des huit plongeurs a permis d'évaluer le modèle de simulation de la plongeuse (voir [figure 3.1](#)). Cette évaluation dans le but de valider le modèle avant son utilisation s'est effectuée grâce à la comparaison des données reconstruites des six degrés de liberté du segment racine (le bassin) à celles des six mêmes degrés de liberté obtenues par simulation de la phase aérienne. Pour ce faire, le modèle à 42 degrés de liberté a été implémenté dans l'environnement graphique de simulation numérique afin de permettre la simulation des plongeurs à partir de la cinématique enregistrée. Ainsi, sur les 42 degrés de liberté reconstruits, les 6 associés au bassin (q_{1-6}) et les vitesses (\dot{q}_{1-6}) sont comparés aux sorties de la simulation alors que les 36 autres (q_{7-42}), et les vitesses (\dot{q}_{7-42}) correspondent aux entrées de la simulation. Seules les résultats des comparaisons basées sur les positions et les orientations seront toutefois présentés au [chapitre 4](#), puis discutés au [chapitre 5](#). Les comparaisons des vitesses linéaires et angulaires se retrouveront en [annexe V](#). Aussi, il est à noter que certaines modifications ont dues être apportées aux sorties de la simulation et que celles-ci sont expliquées en [annexe IV](#).

Lors des comparaisons des positions ([sous-section 4.1.1](#)) et des orientations ([sous-section 4.1.2](#)), les valeurs finales simulées ont été comparées aux valeurs réelles respectives et ont permis d'obtenir des erreurs et relatives. Aussi, la RMSE a été calculée pour quantifier l'erreur résiduelle entre les valeurs simulées (S) et réelles (R) sur l'ensemble du mouvement comportant un nombre d'instant N :

$$RMSE = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (S_i - R_i)^2}.$$

 Pour évaluer la capacité du modèle à simuler des saltos vrillés, le plus intéressant est de s'attarder aux résultats relatifs à l'orientation du bassin. Ce sont surtout les orientations en salto et en vrille qui permettent d'apprécier la performance du modèle et d'en connaître

la précision ainsi que les limites. Suite à la présentation des résultats de l'ensemble des plongeurs, seront retenus deux plongeurs, l'un avec vrilles ([sous-section 4.1.3](#)) et l'autre sans ([sous-section 4.1.4](#)), pour apprécier visuellement les résultats du modèle. Le $1\frac{1}{2}$ salto arrière avec $1\frac{1}{2}$ vrille (5233D) ainsi que le $1\frac{1}{2}$ salto avant (103C) sont les deux seuls plongeurs pour lesquels des images seront présentées.

3.4 L'application de l'environnement graphique de simulation numérique

Une première tentative d'application a été effectuée dans le but de tester l'avenir du simulateur d'acrobaties aériennes auprès des entraîneurs. Afin de recueillir les commentaires des entraîneurs et d'apporter des ajustements, le simulateur a été utilisé comme outil pédagogique de formation. La première sous-section ([3.4.1](#)) présente la formation des entraîneurs que nous avons développée. Puis, la [sous-section 3.4.2](#) s'intéresse aux améliorations qui ont été apportées à cet environnement graphique de simulation numérique.

3.4.1 La formation des entraîneurs

Une formation de cinq heures répartie sur deux séances d'une durée de deux heures et trente minutes chacune a été mise en place. Le contenu de la formation est disponible en [annexe II](#)). Des invitations à participer à la formation ont été envoyées par l'intermédiaire de l'Institut national du sport du Québec (INS) dans les différentes fédérations et organisations de sports acrobatiques de différents niveaux. Les entraîneurs intéressés pouvaient s'inscrire à l'une des trois plages horaires offertes de manière à former trois groupes. Un total de 14 participants provenant de différents milieux sportifs dont le trampoline, la gymnastique, le plongeon, le cheerleading, et la nage synchronisée ont assisté aux deux ateliers. Les notions de mécanique des saltos vrillés étaient relatives à l'ensemble des sports ciblés et visaient l'amélioration des connaissances au sujet de la cinématique et de la dynamique dans le but d'améliorer l'expertise des entraîneurs [[149](#)].

La formation a été créée de manière à ce qu'elle soit interactive. Tous les participants

avaient un ordinateur de la salle informatique du Campus Laval à leur disposition afin d'interagir avec l'interface graphique. Les concepts de mécanique étaient étudiés grâce à 14 exercices pratiques nécessitant le simulateur. Les exercices permettaient de recréer une situation d'entraînement, de vérifier les conséquences d'un changement sur la performance et de mieux comprendre le phénomène. Le modèle de simulation utilisé dans l'interface était le modèle simple à 12 degrés de liberté, dont 6 à contrôler, présenté au [chapitre 2](#).

Afin d'apprécier les apprentissages attribuables à la formation, trois questionnaires similaires constitués de 30 questions ont été conçus (voir [annexe III](#)). Les questions étaient basées sur la visualisation d'une courte vidéo ou d'images et comportaient un choix de quatre réponses. Les questionnaires étaient administrés grâce à un projecteur afin que tous les participants disposent du même temps pour y répondre, soit 60 secondes par question. Pour éviter d'introduire un biais entre les évaluations initiale et finale, les questionnaires ont été répartis de sorte que chaque groupe réponde à des questions différentes avant et après la formation ([tableau 3.XI](#)).

Tableau 3.XI – Distribution des questionnaires entre les trois groupes.

Groupe	Évaluation initiale	Évaluation finale
1	Q1	Q2
2	Q2	Q3
3	Q3	Q1

Un test non paramétrique de rang signé de Wilcoxon pour échantillons appariés au seuil critique de $p < 0,05$ a été utilisé pour comparer les résultats des tests avant et après la formation. Les valeurs absolues des différences entre les résultats d'un même participant avant et après ($|d_i| = |x_{i1} - x_{i2}|$) sont classées en ordre croissant puis associées à un rang (r_i) positif ou négatif. La somme des rangs positifs ($d_i > 0$) est ensuite calculée afin d'obtenir la statistique T^+ :

$$T^+ = \sum_{i:d_i>0} r_i.$$

De plus, un sondage facultatif de satisfaction (voir [annexe VI](#)) a été proposé dans le but de recueillir l'impression des entraîneurs et de connaître les améliorations à apporter afin de rendre le simulateur plus convivial et accessible. Le bilan de la formation des entraîneurs se trouve à la [section 4.2](#)

3.4.2 Les améliorations de l'environnement graphique

Certains ajouts ont permis d'améliorer l'environnement graphique avec l'aide de Marcel Beaulieu, ingénieur-électronicien du Département de kinésiologie de l'Université de Montréal et Benjamin Michaud, assistant de recherche au Laboratoire S2M. D'abord, le modèle à 42 degrés de liberté a été implémenté dans le simulateur afin de permettre la simulation à partir de la cinématique articulaire reconstruite de la plongeuse. L'environnement graphique offre maintenant la possibilité d'utiliser le modèle simple à 12 degrés de liberté ou le modèle complexe à 42 degrés de liberté selon les besoins. Lorsque le modèle complexe est choisi, l'utilisateur a la possibilité de simuler les plongeurs enregistrés. Dans le but de pouvoir modifier les courbes réelles de la cinématique enregistrée, un bouton *Fit* a été ajouté à la boîte concernant la gestuelle (voir le [chapitre 2.4](#)). Comme les courbes affichées à partir des données réelles comportent un nombre important de points, celles-ci doivent être approximées par des fonctions afin que l'utilisateur puisse bouger les nœuds. Ainsi, deux types de fonctions d'approximation ont été implémentés dans le simulateur, soit les fonctions splines de classe C^3 [22] et les séries de fonctions quintiques de Yeadon [180]. Lorsque l'utilisateur appuie sur le bouton *Fit*, une fenêtre s'ouvre et présente le choix des ces deux fonctions ([figure 3.9](#)). Dans cette même fenêtre, l'utilisateur doit déterminer le nombre d'intervalles désirés. Ce nombre d'intervalles peut varier de trois à huit. Une fois la fonction et le nombre d'intervalles choisis, la courbe de la fonction d'approximation se superpose sur la courbe des données reconstruites et l'utilisateur peut bouger les nœuds afin de modifier la cinématique. Les séries de fonctions quintiques permettent une meilleure approximation des données réelles entre les intervalles que les splines et permettent également à l'utilisateur de modifier la durée des intervalles. Puisque la durée des intervalles est



modifiable, le noeud peut non seulement bouger vers le haut et le bas, mais selon l'axe du temps en abscisses. Il est alors possible de modifier la cinématique en termes d'amplitude de mouvement, mais également de faire survenir cette modification avant ou après dans le mouvement. Toutefois, une propriété de cette fonction implique que le passage aux noeuds soit d'accélérations nulles. Cette caractéristique est problématique principalement pour la détermination de l'état initial des segments à l'exception de la racine. En effet, le premier noeud de la courbe correspond à l'instant initial et les valeurs de vitesses associées à celui-ci sont utilisées pour déterminer les conditions d'éjection. Comme il a toujours un noeud au premier instant et qu'il implique que la vitesse soit nulle, la simulation comporte nécessairement des erreurs quant aux conditions d'éjection. Dans le cas de la fonction cubique, cette propriété n'est pas présente et l'approximation de l'état initial peut être effectué. Cependant, les intervalles déterminés par les noeuds demeurent fixes, ce qui implique que les noeuds obtenus sur la courbe d'approximation ne peuvent bouger que vers le haut et le bas. Ainsi, il est moins aisé d'effectuer une modification de la cinématique pour que le mouvement survienne plus tôt ou plus tard au cours du plongeon. Malgré cet inconvénient, c'est cette fonction qui est favorisée puisqu'elle permet une approximation non seulement de la cinématique, mais également des conditions initiales.

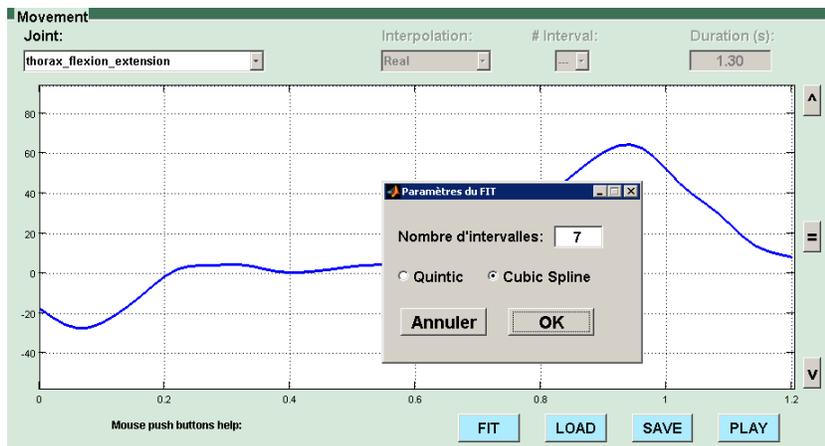


Figure 3.9 – Ajout du bouton *Fit* faisant apparaître une fenêtre permettant de choisir entre deux fonctions d'interpolation et de déterminer le nombre d'intervalles.

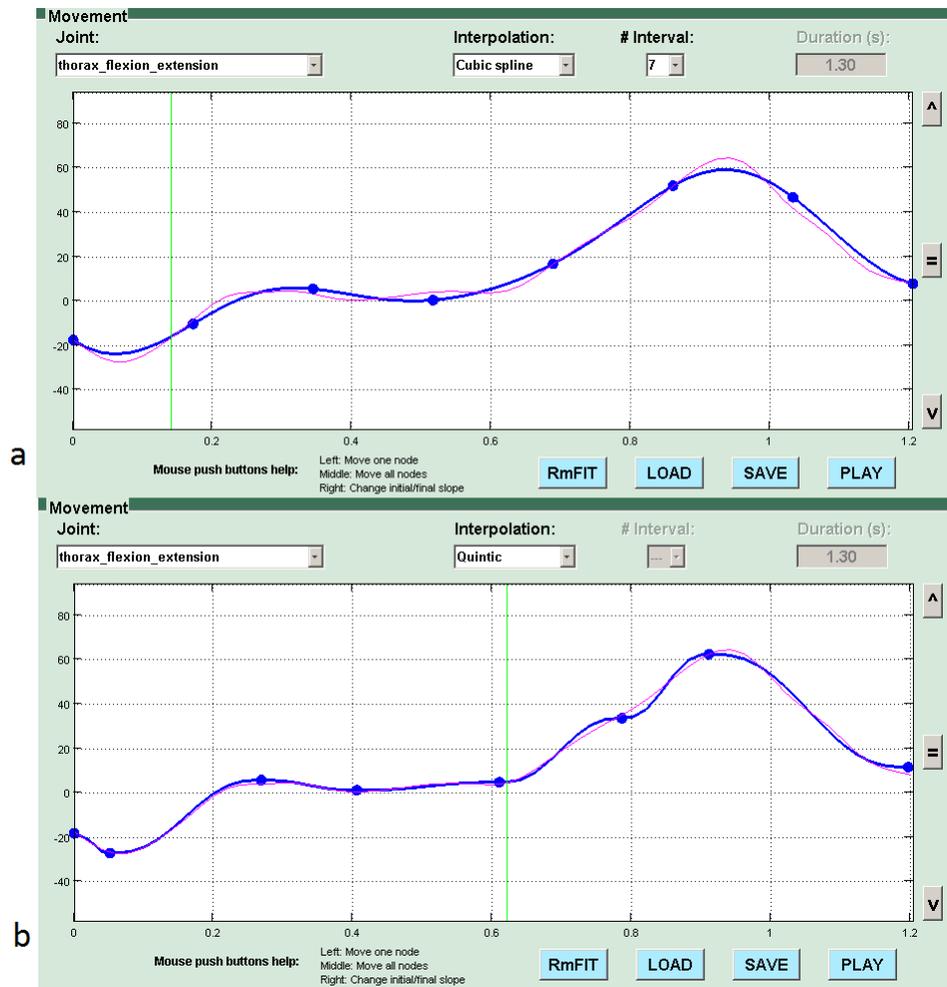


Figure 3.10 – Approximation effectuée pour sept intervalles par la fonction spline de classe C^3 (a) et les séries de fonctions quintiques (b).





CHAPITRE 4

RÉSULTATS

4.1 La validation du modèle de simulation

Dans un premier temps, les comparaisons des positions (q_{1-3}) et des orientations (q_{4-6}) du bassin au cours du temps obtenues pour la phase aérienne des plongeurs réels et simulés seront présentées. Ces valeurs sont obtenues par cinématique inverse dans le cas des données réelles et par l'intégration de l'équation de la dynamique par un solveur d'équation ordinaire (ODE) pour les données simulées. Suite à la présentation des résultats de l'ensemble des plongeurs, seront retenus deux plongeurs, l'un avec vrilles ([section 4.1.3](#)) et l'autre sans ([section 4.1.4](#)), pour une description plus spécifiques des résultats. Les comparaisons sur les vitesses linéaires (\dot{q}_{1-3}) et angulaires (\dot{q}_{4-6}) sont présentées en [annexes V](#).

4.1.1 La position du corps

Les trois premiers degrés de liberté de la racine représentent les translations du corps dans l'espace selon les trois axes du référentiel global au cours du mouvement ([figure 4.1](#)). Les translations selon les axes antéro-postérieur (q_2) et vertical (q_3), qui correspondent au mouvement dans le plan sagittal, sont plus importantes que les translations selon l'axe médio-latéral (q_1).

Le déplacement total mesuré du corps vers l'avant (axe antéro-postérieur) lors des différents plongeurs réels varie entre 1,23 m et 1,68 m ([tableau 4.I](#)). Lors des simulations, ces valeurs varient entre 1,18 m et 2,14 m. La différence absolue entre les plongeurs simulés et réels varie entre 0,02 m et 0,50 m et représente en moyenne 0,30 m, soit une surestimation moyenne de 15 %. Le déplacement final vers le bas (axe vertical) pour les plongeurs réels varie entre 3,54 m et 4,10 m alors qu'il fluctue entre 3,93 m et 4,88 m pour les mouvements simulés ([tableau 4.II](#)). La différence absolue entre les valeurs finales correspond à une



moyenne de 0,42 m, pour des valeurs allant de 0,23 m à 0,80 m, ce qui correspond à une surestimation moyenne de 11 %. À l'exception de deux plongeurs, les déplacements vers le bas et l'avant des plongeurs simulés sont toujours plus grands que ceux des plongeurs réels respectifs.

L'erreur quadratique moyenne (RMSE) permet d'apprécier l'écart moyen entre les valeurs réelles et les valeurs simulées plutôt que sur les valeurs finales. Pour les translations vers l'avant, ces valeurs varient entre 0,03 m et 0,29 m, avec une moyenne de 0,19 m. Les translations vers le bas varient de 0,12 m à 0,41 m (moyenne de 0,21 m).

Tableau 4.I – Comparaison des mouvements de translation de la racine vers l'avant (q_2) pour les plongeurs simulés et réels. Les abréviations Abs., Rel., et RMSE désignent respectivement l'erreur absolue, l'erreur relative et l'erreur quadratique moyenne.

Code	Plongeur Nom	Déplacement (m)		Erreur		
		Réel	Simulé	Abs. (m)	Rel. (%)	RMSE (m)
201B	$\frac{1}{2}$ salto arrière	-1,23	-1,19	0,04	3	0,05
301B	$\frac{1}{2}$ salto arrière renversé	-1,52	-1,72	0,19	13	0,10
401B	$\frac{1}{2}$ salto avant retourné	-1,44	-1,18	0,26	18	0,19
103C	$1\frac{1}{2}$ salto avant	-1,68	-2,10	0,41	25	0,26
5231D (1)	$1\frac{1}{2}$ salto arrière avec $\frac{1}{2}$ vrille	-1,55	-2,02	0,47	30	0,29
5231D (2)	$1\frac{1}{2}$ salto arrière avec $\frac{1}{2}$ vrille	-1,44	-1,94	0,50	35	0,29
5233D (1)	$1\frac{1}{2}$ salto arrière avec $1\frac{1}{2}$ vrille	-1,64	-2,14	0,50	31	0,29
5233D (2)	$1\frac{1}{2}$ salto arrière avec $1\frac{1}{2}$ vrille	-1,67	-1,69	0,02	1	0,03
Moyenne des 8 mouvements				0,30	15	0,19



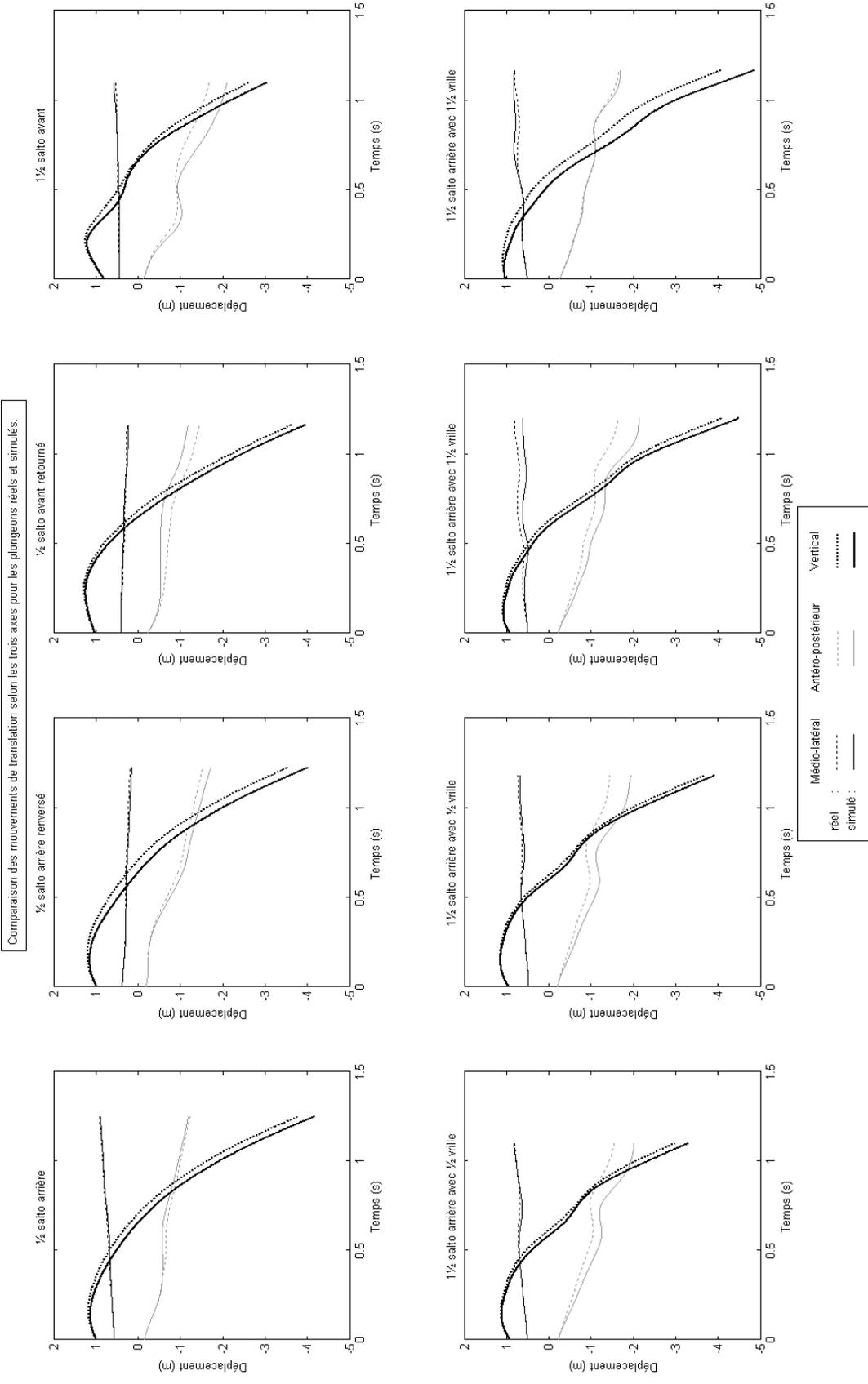


Figure 4.1 – Comparaison de la cinématique de la racine en translation pour les huit plongeurs simulés et réels.



Tableau 4.II – Comparaison des mouvements de translation de la racine vers le bas (q_3) pour les plongeurs simulés et réels. Les abréviations Abs., Rel., et RMSE désignent respectivement l’erreur absolue, l’erreur relative et l’erreur quadratique moyenne.

Code	Plongeon Nom	Déplacement (m)		Erreur		
		Réel	Simulé	Abs. (m)	Rel. (%)	RMSE (m)
201B	$\frac{1}{2}$ salto arrière	-3,80	-4,18	0,39	10	0,21
301B	$\frac{1}{2}$ salto arrière renversé	-3,54	-4,02	0,49	14	0,27
401B	$\frac{1}{2}$ salto avant retourné	-3,66	-3,98	0,32	9	0,18
103C	$1\frac{1}{2}$ salto avant	-3,72	-4,14	0,42	11	0,20
5231D (1)	$1\frac{1}{2}$ salto arrière avec $\frac{1}{2}$ vrille	-3,99	-4,30	0,31	8	0,14
5231D (2)	$1\frac{1}{2}$ salto arrière avec $\frac{1}{2}$ vrille	-3,70	-3,93	0,23	6	0,12
5233D (1)	$1\frac{1}{2}$ salto arrière avec $1\frac{1}{2}$ vrille	-4,10	-4,50	0,40	10	0,18
5233D (2)	$1\frac{1}{2}$ salto arrière avec $1\frac{1}{2}$ vrille	-4,07	-4,88	0,80	20	0,41
Moyenne des 8 mouvements				0,42	11	0,21

4.1.2 L’orientation du corps

Les trois autres degrés de liberté correspondent aux orientations de la racine exprimées dans le repère global selon une séquence d’angles de Cardan (figure 4.2). Bien que tous les types de rotation (salto, inclinaison et vrille) soient impliqués dans ces mouvements en trois dimensions, les résultats seront détaillés pour les mouvements de saltos (q_4) et de vrilles (q_6) uniquement. L’amplitude de l’inclinaison (q_5) est en moyenne de 18° et 15° pour les plongeurs réels et simulés respectivement. Les valeurs de l’orientation finale du bassin selon l’axe de salto lors des plongeurs simulés sont entre 5 % et 11 % plus élevées que celles des plongeurs réels (tableau 4.III). Tout comme pour les translations, la RMSE renseigne au sujet des différences au cours du mouvement. En salto, les RMSE pour chaque essai se situent entre 7° et 44° pour une moyenne de 20° .

En ce qui a trait à l’orientation selon l’axe de vrille, l’erreur absolue moyenne correspond à 12° et varie entre 0° et 62° (tableau 4.IV). À l’exception du premier essai du $1\frac{1}{2}$ salto arrière avec $\frac{1}{2}$ vrille, tous les plongeurs simulés ont des valeurs finales plus élevées que les plongeurs réels. Pour les quatre plongeurs sans vrille, les erreurs absolues varient entre 1° et 62° , ce qui correspond à une erreur relative variant entre 4 % et 576 %. Du côté des plongeurs comportant des vrilles, l’erreur absolue varie entre 0° et 6° ce qui correspond



à une erreur relative entre 0 % et 3 % pour une valeur moyenne de 2° ou 1 %. En vrille, les RMSE pour chaque essai sont entre 3° et 19° pour une moyenne de 9° . Ces valeurs qui tiennent compte de tous les instants t d'un mouvement laissent croire que l'erreur est plus importante sur les valeurs finales et qu'elle augmente au cours du temps.

Une description plus détaillée est donnée pour les rotations en salto et en vrille spécifiquement à deux plongeurs : le $1\frac{1}{2}$ salto arrière avec $1\frac{1}{2}$ vrille ([sous-section 4.1.3](#)) et le $1\frac{1}{2}$ salto avant ([sous-section 4.1.4](#)). Ce plongeon comportant la rotation en vrille est le plongeon le plus complexe que nous ayons enregistré et présente des résultats qui témoignent de la précision du simulateur. Du côté du $1\frac{1}{2}$ salto avant, les résultats de celui-ci figurent parmi les moins concluants et semblent associés à une limite du simulateur. Ces deux plongeurs particuliers permettront de discuter des forces et des limites de la méthode et des résultats obtenus à la prochaine section.



Tableau 4.III – Comparaison de l'orientation finale de la racine en fonction de l'axe de salto (q_4) pour les plongeurs simulés et réels. Les abréviations Rev., Abs., Rel., et RMSE désignent respectivement le nombre de révolutions, l'erreur absolue, l'erreur relative et l'erreur quadratique moyenne.

Code	Nom	Plongeon			Réal			Simulé			Erreur		
		Angle (°)	Rev.	Abs. (°)	Angle (°)	Rev.	Abs. (°)	Rel. (%)	RMSE (°)				
201B	$\frac{1}{2}$ salto arrière	153	0,42	17	170	0,47	11	11					
301B	$\frac{1}{2}$ salto arrière renversé	162	0,45	12	174	0,48	7	7					
401B	$\frac{1}{2}$ salto avant retourné	184	0,51	19	203	0,56	10	15					
103C	$\frac{1}{2}$ salto avant	487	1,35	63	550	1,53	13	44					
5231D	$\frac{1}{2}$ salto arrière avec $\frac{1}{2}$ vrille	486	1,35	53	539	1,50	11	29					
5231D	$\frac{1}{2}$ salto arrière avec $\frac{1}{2}$ vrille	510	1,42	32	542	1,50	6	18					
5233D	$\frac{1}{2}$ salto arrière avec $1\frac{1}{2}$ vrille	517	1,44	47	564	1,57	9	24					
5233D	$1\frac{1}{2}$ salto arrière avec $1\frac{1}{2}$ vrille	493	1,37	25	518	1,44	5	10					
Moyenne des 8 mouvements											33	9	20



Tableau 4.IV – Comparaison de l’orientation finale de la racine en fonction de vrille (q_6) pour les plongeurs simulés et réels. Les abréviations Rev., Abs., Rel., et RMSE désignent respectivement le nombre de révolutions, l’erreur absolue, l’erreur relative et l’erreur quadratique moyenne.

Code	Plongeon Nom	Réel			Simulé			Erreur		
		Angle (°)	Rev.	Angle (°)	Rev.	Abs. (°)	Rel. (%)	RMSE (°)		
201B	$\frac{1}{2}$ salto arrière	14	0,04	14	0,04	1	4	4		
301B	$\frac{1}{2}$ salto arrière renversé	12	0,03	16	0,04	4	35	3		
401B	$\frac{1}{2}$ salto avant retourné	8	0,02	25	0,07	16	200	10		
103C	$1\frac{1}{2}$ salto avant	11	0,03	73	0,20	62	576	19		
5231D	$1\frac{1}{2}$ salto arrière avec $\frac{1}{2}$ vrille	192	0,53	198	0,55	6	3	7		
5231D	$1\frac{1}{2}$ salto arrière avec $\frac{1}{2}$ vrille	187	0,52	187	0,52	0	0	7		
5233D	$1\frac{1}{2}$ salto arrière avec $1\frac{1}{2}$ vrille	554	1,54	551	1,53	3	1	6		
5233D	$1\frac{1}{2}$ salto arrière avec $1\frac{1}{2}$ vrille	554	1,54	559	1,55	5	1	19		
Moyenne des 8 mouvements								12	103	9



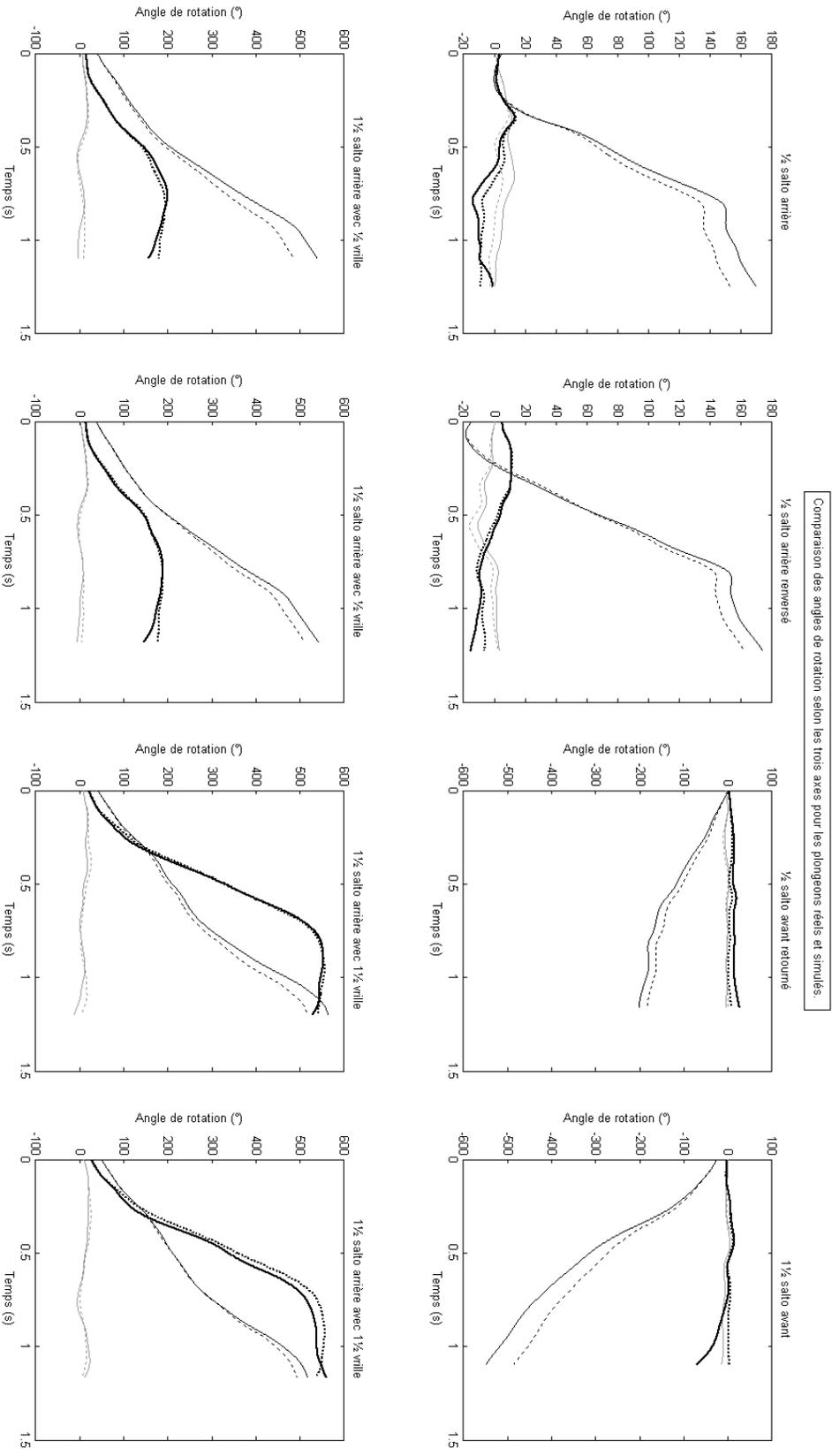


Figure 4.2 – Comparaison de la cinématique de la racine en rotation pour les huit plongeurs simulés et réels.



4.1.3 Le plongeon $1\frac{1}{2}$ salto arrière avec $1\frac{1}{2}$ vrille

Parmi les huit plongeurs effectués, le $1\frac{1}{2}$ salto arrière avec $1\frac{1}{2}$ vrille est le plus complexe en terme de nombre de rotations. Le logiciel *Poser* a été utilisé afin de visualiser la phase aérienne des plongeurs réels et simulés à l'aide d'un avatar. Les figures 4.3 et 4.4 permettent d'apprécier visuellement la correspondance entre les plongeurs réels et simulés du décollage jusqu'à l'entrée à l'eau. Malgré quelques petites différences, les images du plongeon simulé ressemblent aux images correspondantes du plongeon réel. La figure 4.5 présente la cinématique de la racine selon les axes de salto (traits pâles) et de vrille (traits foncés). Les courbes pleines proviennent des données obtenues par simulation alors que les traits pointillés correspondent aux données réelles. On remarque que les courbes de salto divergent davantage et la courbe des valeurs simulées (ligne pleine) correspond à des valeurs plus grandes que la courbe des valeurs réelles.

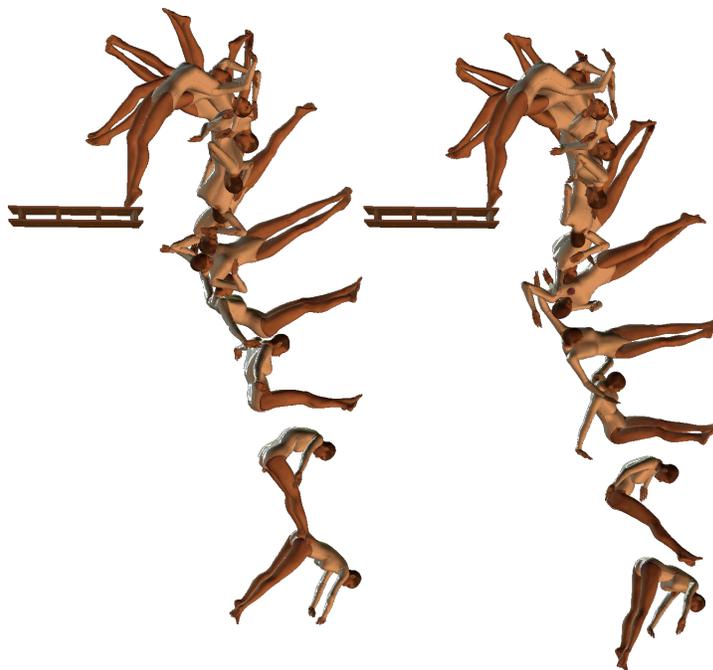


Figure 4.3 – Comparaison du plongeon $1\frac{1}{2}$ salto arrière avec $1\frac{1}{2}$ vrille réel (à gauche) et simulé (à droite).

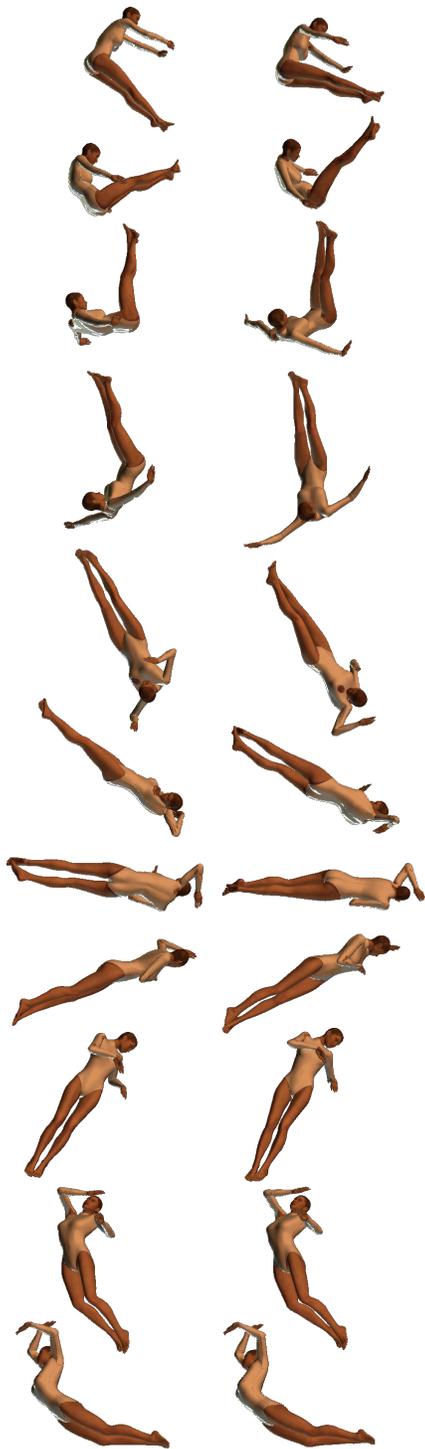


Figure 4.4: Comparaison du plongeon $1\frac{1}{2}$ salto arrière avec $1\frac{1}{2}$ vrille réel (en haut) et simulé (en bas).
Les images ont été placées pour dissocier les changements de position.

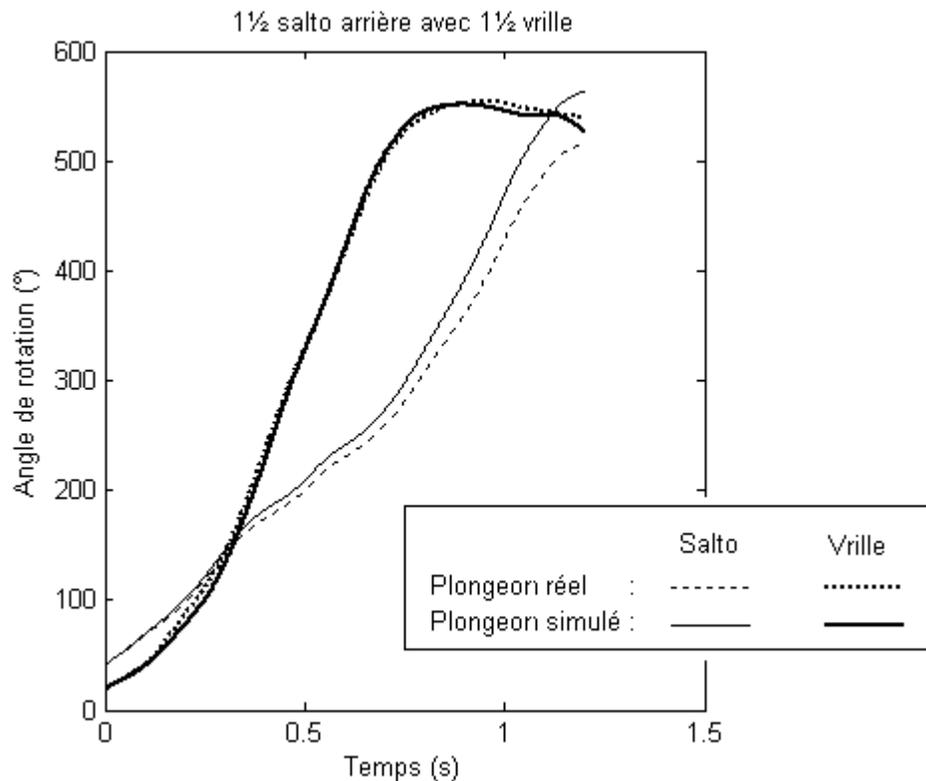


Figure 4.5 – Comparaison de l’orientation de la racine selon les axes de salto (q_4) et de vrille (q_6) pour le $1\frac{1}{2}$ salto arrière avec $1\frac{1}{2}$ vrille réel (traits pointillés) et simulé (traits pleins).

4.1.4 Le plongeon $1\frac{1}{2}$ salto avant

Le $1\frac{1}{2}$ salto avant est le plongeon sans vrille qui comporte le plus de rotation en salto. Les figures 4.6 et 4.7 présentent la phase aérienne du plongeon reconstruit à partir des données réelles en comparaison avec celle du plongeon simulé. Alors que la majorité des images du plongeon simulé correspondent aux images respectives du plongeon réel, l’image finale présente des différences importantes. Sur ces dernières images qui précèdent l’entrée à l’eau, la plongeuse est vue de côté dans le cas du plongeon réel tandis qu’elle est vue de face sur l’image du plongeon simulé. La figure 4.8 permet de comparer la cinématique du bassin selon les axes de salto (traits pâles) et de vrille (traits foncés). La courbe du salto

provenant des données réelles (trait pointillé) diffère de celle obtenue à l'aide des données simulées (trait plein). L'orientation simulée en salto correspond à des valeurs d'angles plus élevées que l'orientation réelle. Du côté de la vrille, les deux courbes réelles (traits pointillés) et simulées (traits pleins) sont très rapprochées jusqu'à ce qu'elles commencent à diverger à partir d'environ 0,75 s.



Figure 4.6 – Comparaison du $1\frac{1}{2}$ salto avant réel (à gauche) et simulé (à droite).



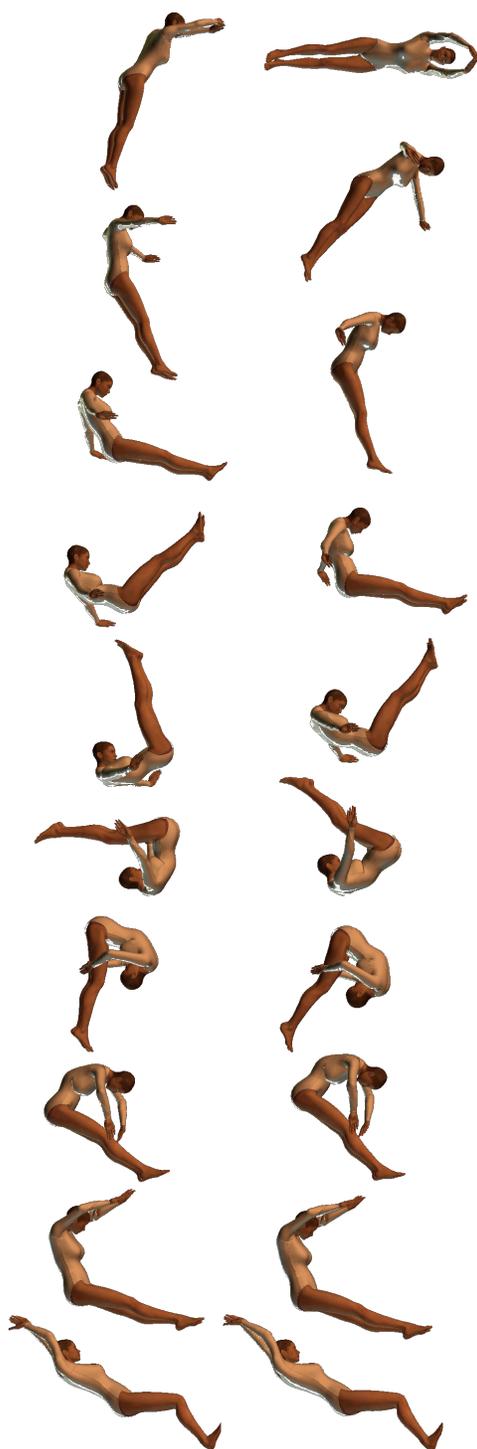


Figure 4.7: Comparaison du $1\frac{1}{2}$ salto avant réel (en haut) et simulé (en bas). Les images ont été placées pour dissocier les changements de position.

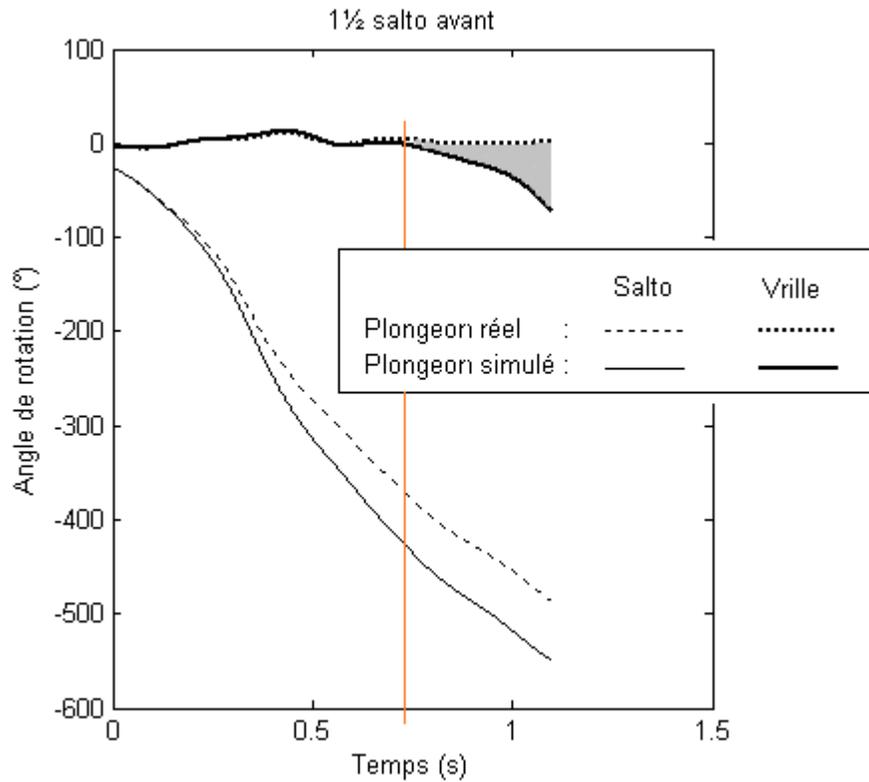


Figure 4.8 – Comparaison de la variation des positions angulaires de la racine autour de l’axe de salto (q_4) et de vrille (q_6) pour les plongeurs $1\frac{1}{2}$ salto avant simulé et réel.

Les résultats obtenus à la suite des comparaisons des positions et orientations du bassin pour l’ensemble des huit plongeurs et pour les deux plongeurs spécifiques ont permis de d’évaluer la précision du modèle de simulation et seront discutés au prochain [chapitre 5](#).

4.2 L’évaluation de l’interface graphique de simulation

Les questionnaires passés avant et après la formation ont mis en évidence que la compréhension et les connaissances des entraîneurs ont été améliorées avec la formation ($p = 0,007$). En moyenne le score a augmenté de 11 % ([tableau 4.V](#) et [figure 4.9](#)). Il faut noté que plusieurs entraîneur(e)s sont partis avant la fin de la formation sans faire la seconde évaluation ce qui réduit le nombre de participants considérés dans l’analyse

statistique. Nous avons également constaté une grande disparité de connaissances entre les participants (écart-type de 11,5%). Ceci s'explique en partie par la variété des activités sportives représentées. Des deux participants ne s'étant pas amélioré, l'un a obtenu le meilleur de tous les résultats, soit 96,7 % au pré-test, ce qui ne représente qu'une seule mauvaise réponse. La marge d'amélioration n'était alors plus très grande et ce même participant à répondu de façon erronée à cinq questions lors du post-test.

Tableau 4.V – Les résultats de chaque participant aux questionnaires pré et post-formation (%).

	Avant la formation	Après la formation	Différence avant-après
	96,7	83,3	-13,3
	53,3	50,0	-3,3
	73,3	80,0	6,7
	63,3	70,0	6,7
	37,5	50,0	12,5
	54,1	70,0	15,8
Résultats individuels (%)	60,0	86,7	26,7
	60,0	83,3	23,3
	65,2	86,7	21,5
	69,5	70,0	0,4
	50,0	60,0	10,0
	56,6	83,3	26,7
	70,0	80,0	10,0
	53,3	63,3	10,0
Moyenne (%)	61,7	72,6	11,0
Écart type (%)	13,2	12,8	11,5
Test de la somme des rangs positifs de Wilcoxon		p=0,007	

Résultats au questionnaire

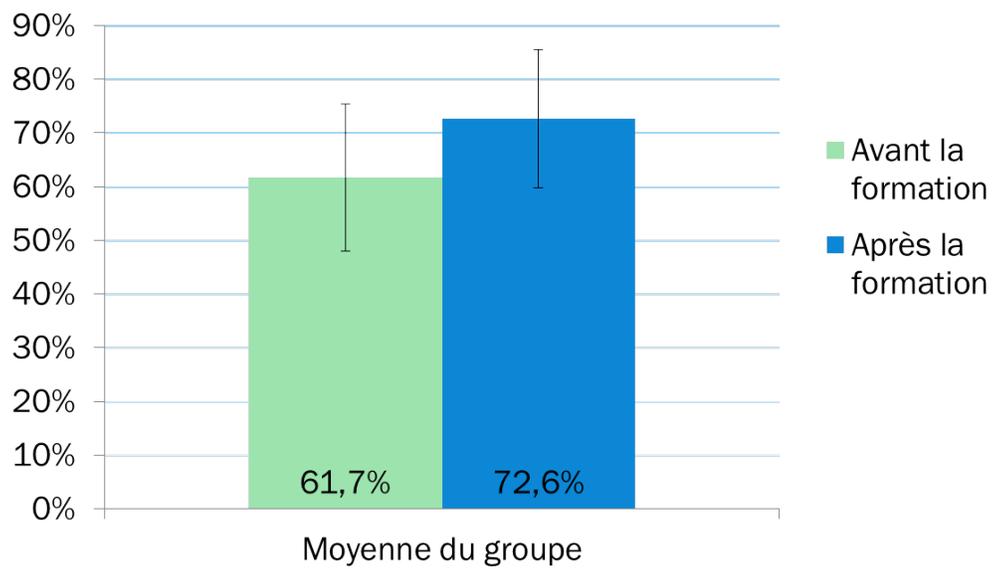


Figure 4.9 – Les résultats du groupe avant et après la formation.

CHAPITRE 5

DISCUSSION

L'objectif de ce travail de maîtrise était de développer un outil de simulation numérique des saltos vrillés qui soit réaliste et utile pour la formation technique des entraîneurs en sports acrobatiques. L'enjeu était de développer un modèle offrant un bon compromis complexité-temps avec la contrainte d'avoir des simulations de l'ordre de la seconde. L'acquisition de données en situations réelles d'entraînement afin de reconstruire la cinématique articulaire des gestes et de valider le modèle était également un enjeu principal de par l'environnement aquatique et le large volume d'acquisition. Pour ce faire, cinq objectifs spécifiques ont été formulés que sont le développement d'un modèle complexe à 42 degrés de liberté, la réduction du temps de simulation, l'acquisition de données réelles pour la reconstruction de la cinématique, la validation à partir des comparaisons entre des mouvements réels et leur simulation pilotée par les angles articulaires, et finalement l'utilisation pilote de l'environnement graphique de simulation numérique à des fins de formation. Dans ce dernier chapitre, nos cinq objectifs spécifiques sont discutés au regard de la littérature et de la biomécanique théorique. Les trois premiers sous-objectifs concernent la méthode et relèvent davantage de l'ingénierie alors que les deux autres concernent leur application à la performance sportive dans un contexte d'analyse du mouvement par la biomécanique. De ce travail de maîtrise résulteront des recommandations tant sur le plan expérimental que numérique ainsi que des perspectives futures.

5.1 Le développement du modèle de simulation numérique

Afin de pouvoir simuler des plongeurs comportant des saltos vrillés, un modèle de simulation à 42 degrés de liberté et personnalisable à une athlète de plongeur a été développé. Bien qu'il s'apparente aux modèles de Yeadon *et al.* [185], de Koschorreck et Mombaur [108] et de Fohanno [69], le modèle de la plongeuse se distingue des premiers par un plus



grand nombre de degrés de liberté et du dernier par la personnalisation des paramètres anthropométriques. À l’instar du modèle développé par Fohanno [69], le modèle comporte 42 degrés de liberté répartis sur 17 segments, soit 25 degrés de liberté de plus que les modèles de Yeadon *et al.* [185] et de Koschorreck et Mombaur [108], notamment au niveau des épaules. Alors que dans les modèles plus simples le bras s’articule avec le tronc selon deux [108] ou trois [185] degrés de liberté, le modèle de la plongeuse comporte un segment épaule qui modélise les articulations scapulothoracique avec deux degrés de liberté et glénohumérale avec trois degrés de liberté, pour un total de cinq degrés de liberté à l’épaule. Ces deux derniers modèles à 17 degrés de liberté, répartis différemment entre les articulations, ont été jugés trop simples pour reproduire avec précision les plongeurs comportant des vrilles tant lors de la reconstruction du mouvement réel que lors de la simulation. Il faut également noter qu’il sera toujours possible de réduire *a posteriori* le nombre de degrés de liberté lors de la reconstruction du mouvement réel [18]. Le contraire est souvent impossible comme les marqueurs placés sur le corps ne permettent plus de considérer des segments supplémentaires.

Le nombre de degrés de liberté dépend de la finalité du modèle. Celle du modèle de Koschorreck et Mombaur [108] était la synthèse optimale du mouvement de plongeurs réalistes par dynamique directe au moyen d’un modèle squelettique, c’est-à-dire piloté par les efforts articulaires. La restriction du nombre de degrés de liberté était en adéquation avec les temps de calcul. En effet, l’optimisation implique plusieurs milliers, voire millions, de simulations. La finalité première de ce mémoire étant la simulation de saltos vrillés par les angles articulaires tout comme le modèle de Yeadon *et al.* [185], le réalisme du mouvement a prévalu sur le temps de calcul. Toutefois, la synthèse optimale est un objectif à moyen terme subséquent à ce travail. L’effet de toutes les simplifications articulaires sur le réalisme du mouvement qui seront apportées au modèle pourra ainsi être quantifié. Nos données serviront de référence pour des travaux futurs afin de trouver le meilleur compromis réalisme-temps de calcul.

Par sa complexité, le modèle répond aux besoins de reproduire la finesse du geste lors

de la simulation pilotée par les angles, ce qui est nécessaire pour sa validation. Aussi, la personnalisation des paramètres géométriques et anthropométriques du modèle affecte minimalement les résultats de la simulation. Suivant les démarches de Fohanno [69], les longueurs des segments ont été personnalisées à partir d'une méthode fonctionnelle de localisation des centres articulaires. Comme la longueur des segments est fixe dans le modèle, leur sous ou surestimation entraînerait des compensations au niveau des angles articulaires lors de la reconstruction cinématique. Il conviendrait de réaliser des études de sensibilité pour juger davantage de l'intérêt de ces essais additionnels.

À la différence du modèle de Fohanno [69], les paramètres inertiels segmentaires du modèle ont été personnalisés à la plongeuse au moyen du modèle anthropométrique géométrique de Yeadon [181]. Ce modèle anthropométrique de type géométrique est plus fiable et plus précis que les modèles proportionnels pour l'estimation des paramètres inertiels segmentaires [107]. Les hypothèses simplificatrices quant aux formes géométriques utilisées pour caractériser les segments entraînent toutefois des erreurs sur les volumes qui se propagent aux estimations des paramètres inertiels. L'erreur est estimée à 5 % sur les masses et à 10 % sur les moments d'inertie (paragraphe 5.4.4.2). La comparaison du volume global à une mesure obtenue par pléthysmographie a donné une erreur de 6,8 %. Cette mesure rapide est rarement utilisée alors qu'elle permet d'informer l'expérimentateur sur une erreur potentielle dans les 95 mesures sur l'athlète. Une telle comparaison pourrait également permettre d'estimer la propagation des incertitudes ou d'apporter des recommandations quant à la prise de mesure pour déterminer celles qui entraînent le plus de variabilité ou d'erreur sur l'estimation des volumes segmentaires.

Notre modèle de simulation complexe 3D piloté par les angles articulaires, constitué de 42 degrés de liberté répartis sur 16 articulations et dont les paramètres inertiels segmentaires sont personnalisables semble *a priori* assez précis pour reconstruire et simuler avec précision des plongeurs comportant des vrilles.

5.2 L'amélioration de la performance du modèle de simulation

Le deuxième objectif spécifique était d'explorer les possibilités numériques pour réduire le temps de calcul afin d'effectuer la simulation pilotée par les angles en temps quasi-réel dans une interface graphique à partir du modèle. Toute diminution du temps de calcul est favorable à la simulation et encore plus à la synthèse optimale qui demandent des millions d'appels de l'équation du mouvement. En effet, pour une même durée, plus d'optimisations peuvent être réalisées ou des contraintes peuvent être ajoutées pour améliorer nos connaissances sur les techniques optimales. Si le modèle de la plongeuse devait respecter le réalisme du plongeon, les 42 degrés de liberté choisis entraînent un système d'équations comportant beaucoup d'opérations et dont le temps de calcul est important [128]. Afin de réduire le temps de calcul, une modification sur la structure des fonctions relatives à la dynamique du mouvement a été apportée lors de la génération du modèle qui s'est soldée par une réduction de 22 % du temps de simulation.

Il est sûr que plusieurs facteurs influencent les temps de calcul dont le mouvement en lui-même, la nature du modèle : en dynamique inverse ou directe, le nombre et la nature des contacts, le langage informatique (Matlab, C, Fortran), le choix du solveur d'équations différentielles ordinaires (ODE) permettant l'intégration de l'équation dynamique, mais également la manière dont celle-ci est écrite. À titre d'exemple, la simulation des premières 100 ms de la réception d'un saut en gymnastique nécessitait de 3 minutes à plus de 10 minutes sous Simulink en fonction de la complexité du modèle dans les travaux de Mills *et al.* [128]. La complexification qui nécessitait trois fois plus de temps correspondait à un modèle musculaire piloté par les efforts produits par des actionneurs linéaires avec des composantes élastiques en série qui représentaient les muscles et leurs tendons [128]. Parmi les trois modèles développés dans cette étude, c'est ce modèle complexe qui a offert le meilleur résultat en termes de correspondance entre les mouvements enregistrés et simulés.

En simulation et en optimisation du mouvement humain, le modèle doit être en adéquation avec l'objectif et pas nécessairement plus complexe. D'une façon générale, les modèles

pilotés par les angles, comme celui que nous avons développé, nécessitent moins de temps de calcul que ceux pilotés par les efforts articulaires. La simulation des départs en sprint (action d'environ 0,35 s) avec un modèle à 14 segments [98] prend 7,7 s lorsqu'elle est pilotée par les angles articulaires et 350 à 850 s lorsqu'elle est pilotée par les efforts articulaires. De plus, l'ajout d'une composante élastique à l'articulation métatarso-phalangienne pour améliorer le réalisme de son modèle augmentait les temps de simulation jusqu'à 6500 s, ce qui permettait d'estimer que l'optimisation par recuit simulé prendrait des années avant d'aboutir [98]. Toutefois, les modèles pilotés par les angles ne bénéficient pas des mêmes avantages lors de l'optimisation, par exemple la paramétrisation des entrées au moyen de fonctions simples (i.e. une fonction constante ou affine par des morceaux *versus* des splines quartiques de classe C^3) ou l'utilisation d'algorithmes performants tels que le *direct multiple shooting* ou les *direct collocations*. C'est pour cette raison d'ordre temporel que le générateur HuMAnS a subi quelques changements afin de simplifier davantage le système d'équations au-delà de la conversion du modèle en fonctions C et l'optimisation du code sous *Maple* par identification des expressions redondantes et l'assignation de variables intermédiaires.

La simplification s'est inspirée du logiciel MapleSim où seules deux fonctions sont générées à la place de trois initialement dans HuMAnS (voir équations 3.1 et 3.2). De regrouper deux fonctions qui comportent des entités similaires et de nombreux calculs intermédiaires communs en une a diminué le temps de calcul pour une itération de 49 μs à 36 μs , ce qui correspond à une accélération de 22 %. Cette différence de 13 μs serait négligeable s'il s'agissait de dynamique inverse, mais comme il s'agit de dynamique directe et que la simulation d'un plongeon du 5 m nécessite environ 500 appels, le temps de simulation est d'environ 18 ms. Cette durée est bien inférieure aux valeurs présentées dans les études précédentes telles que celles de Mills *et al.* [128], Zhao [192] malgré un nombre bien plus élevé de degrés de liberté. En effet, pour un mouvement d'une durée équivalente au plongeon du 5 m, soit 1,2 s, le temps de simulation avec le modèle de [192] correspondait à 320 ms et à 2160 s (36 min) avec celui de Mills *et al.* [128]. Notre modèle



est donc respectivement 18 fois et 120 000 fois plus rapide que ceux de Zhao [192] et Mills *et al.* [128]. Ceci s'explique principalement par la dynamique plus simple de la phase aérienne (i.e. l'absence de contacts rigides ou élastiques), le langage et la simplification des expressions.

Même si les méthodes d'optimisation que nous souhaitons utiliser dans le futur sont des algorithmes de *direct multiple shooting* très robustes et performants, il n'en demeure pas moins que le temps de simulation a un impact directement proportionnel sur la rapidité de l'optimisation. À titre d'exemple, lors de l'optimisation d'un plongeon qui nécessite 1 000 000 de simulations, soit 500 000 000 d'appels de l'équation du mouvement, un gain de 13μ représente alors une différence de 100 min permettant de passer de 400 min à 300 min pour une seule optimisation. D'autant plus que l'ajout de paramètres sera nécessaire afin de piloter le modèle au moyen des efforts articulaires, ce qui aura pour effet d'augmenter la complexité du modèle et donc les temps de calcul. Finalement, HuMANs n'a été comparé qu'à MapleSim, mais il pourrait être intéressant d'utiliser d'autres générateurs tels que Robotran (<http://www.robotran.be/>) ou RBDL (<http://rbd.bitbucket.org/>) afin de simplifier davantage la formulation de l'équation ou de profiter des avantages des uns et des autres selon la nature du mouvement simulé.

Les modifications apportées lors de la génération du modèle dynamique, permettant de regrouper deux termes dont plusieurs variables intermédiaires et calculs sont communs en un seul, ont accéléré le temps de simulation de 22 %. Cela s'avère être une amélioration d'autant plus importante considérant que l'objectif futur est d'utiliser le modèle à des fins d'optimisation nécessitant alors des milliers de simulations.

5.3 L'acquisition de données cinématiques en situation réelle

Le troisième objectif spécifique était de procéder à l'acquisition de données réelles en situation d'entraînement afin de reconstruire la cinématique articulaire pouvant servir d'entrée au modèle de simulation et ainsi en permettre son évaluation. La mise en oeuvre

d'un modèle d'une telle complexité dans un contexte d'entraînement a constitué le véritable défi non seulement de ce mémoire, mais aussi scientifique en général puisque nous n'avons trouvé aucune étude de complexité similaire dans la littérature. Plusieurs facteurs, comme la redondance et le placement des caméras et des marqueurs, la modélisation cinématique et les algorithmes de reconstruction, ont une influence sur la qualité de l'estimation de la cinématique. Pour parvenir à la reconstruction des 42 degrés de liberté, il a fallu combiner les techniques les plus avancées selon tous les facteurs énumérés précédemment.

5.3.1 L'aspect expérimental

Un protocole d'acquisition de données tridimensionnelles a été mis en place afin d'enregistrer des mouvements de plongeon en situation réelle d'entraînement. Un système optoélectronique composé de 17 caméras, 95 marqueurs et une plateforme de force ont permis d'enregistrer huit plongeurs effectués à partir de la plateforme du 5 m. Au cours des dernières années, les analyses du plongeon ont été menées à l'aide de caméras vidéo, ce qui implique un dépouillement manuel affectant la précision de la mesure [188]. Les systèmes optoélectroniques ont apporté une automatisation et une meilleure précision [160], mais n'ont, à notre connaissance, jamais été utilisés dans le contexte du plongeon à des fins scientifiques. Certains laboratoires tels que le *NYU Movement* (<http://movement.nyu.edu>) associé à l'équipe du *Manhattan Mocap* (<http://manhattanmocap.com>) ont exploré le potentiel d'utiliser des caméras et des marqueurs pour les départs en natation et les plongeurs du tremplin de 3 m et de la plateforme du 10 m avec des athlètes olympiques. Sans toutefois aboutir à des publications scientifiques, ces expérimentations nous ont permis de croire en la possibilité d'acquérir les données tridimensionnelles dans un grand espace. Ces études ont mené uniquement à des publications dans le *New York Times* dans le but de décortiquer les mouvements et d'expliquer les performances des athlètes au grand public. Advenant qu'une question biomécanique ait été posée mais non répondue, il se pourrait que la modélisation de l'athlète soit une limite. En effet, l'hypothèse la plus probable serait que les modèles utilisés étaient inadéquats et que les marqueurs enregistrés



ne permettent pas la reconstruction de la cinématique articulaire. Certes, les nombreux degrés de liberté impliqués dans les mouvements de plongeon constituent une difficulté importante à l'acquisition, mais le vrai défi se situe surtout au niveau de l'environnement spacieux, public et aquatique.

5.3.1.1 L'environnement spacieux

Plusieurs auteurs ont procédé à l'acquisition de données réelles de mouvements complexes et de grande amplitude. À la marche, des systèmes optoélectroniques comportant entre quatre [5] et sept [56] caméras sont classiquement utilisés pour acquérir les trajectoires tridimensionnelles des marqueurs pour l'analyse d'un cycle de marche. Afin d'étudier plusieurs cycles, Begon *et al.* [14] ont développé un portique sur roulettes composé de six à huit caméras permettant de mesurer la marche sur une distance de 40 m. D'autres auteurs ont procédé à l'acquisition de gestes sportifs complexes qui s'effectuent également dans un grand volume tels que le saut en gymnastique [96], les acrobaties à la barre fixe [18], de même que l'aviron sur ergomètre [143]. Si le volume d'acquisition ne semble pas être une limite, le placement des caméras en demeure une. En effet, le placement a un impact déterminant sur la qualité des données pour assurer la visibilité de chaque marqueur par au moins deux caméras avec des angles entre les lignes de fuite supérieurs à 25 degrés [26].

5.3.1.2 L'environnement public

À la différence des études citées précédemment, l'environnement utilisé pour effectuer les collectes de plongeon n'est pas un laboratoire, mais bien un complexe sportif public. D'une façon générale, la collecte en milieu réel ne peut bénéficier des nombreux avantages liés au laboratoire que sont l'accessibilité illimitée aux installations permettant la pratique de la collecte et des tests pilotes, la connaissance des lieux et la flexibilité de pouvoir les modifier. Il a fallu composer avec l'achalandage habituel du bassin de plongeon ainsi qu'aux installations avoisinantes et prévoir la logistique pour réaliser les installations et les expérimentations lors d'une unique journée. Seules quelques mesures des dimensions des



plongeurs ainsi que quelques tests effectués avec quatre caméras au préalable ont permis de prévoir le placement des dix-sept caméras.

5.3.1.3 L'environnement aquatique

Au sujet du caractère aquatique de l'environnement, l'appréhension initiale quant aux risques de reflets de lumière sur l'eau et de pertes de marqueurs lors de l'entrée à l'eau s'est avérée injustifiée. Les caméras utilisées, Vicon T-Séries S, sont adaptées aux collectes à l'extérieur. Les marqueurs étaient reconnus dans les conditions lumineuses faibles et changeantes dues au puits de lumière dans le toit. Ceci ne veut pas dire que les différents réglages, notamment l'intensité des projecteurs et le seuil d'extraction par niveaux de gris, ne doivent pas être ajustés au cours de la journée avec les changements d'éclairage. Tel que mentionné précédemment, les expérimentations effectuées en plongeon et en natation ne sont ni scientifiques ni explicites dans la méthode, mais elles laissent croire que l'utilisation de marqueurs cutanés serait possible malgré la vitesse avec laquelle le plongeur entre à l'eau. Dans ces études, les marqueurs sont généralement placés sur des repères osseux comme le grand trochanter, les condyles fémoraux et les malléoles (<http://manhattanmocap.com/olympics2012-old>). Ces repères anatomiques ont l'avantage d'être facile à repérer si certains marqueurs tombent, mais entraînent une erreur importante due aux mouvements de la peau qui affecte la cinématique articulaire reconstruite [34]. Même s'il peut être plus long de replacer un marqueur tombé avec le placement de marqueurs utilisés pour la plongeuse, celui-ci a été réfléchi en fonction du mouvement et présente l'avantage considérable d'améliorer la visibilité des marqueurs tout au long du mouvement. Le travail de ce mémoire confirme que l'utilisation d'un grand nombre de marqueurs, en l'occurrence 95, est possible et que certaines techniques permettent d'augmenter l'adhésion de manière à limiter les pertes à deux marqueurs en moyenne par plongeon. Nous recommandons d'avoir une bonne connaissance du mouvement au préalable afin d'anticiper et de minimiser les occlusions de marqueurs lorsque certains segments corporels en cachent d'autres. Nous recommandons aussi de marquer l'emplacement des



marqueurs au crayon à maquillage résistant à l'eau et d'utiliser un vaporisateur adhésif avant de coller les marqueurs avec du ruban adhésif double face sur la peau de l'athlète et de coudre certains marqueurs au maillot de celle-ci.

La pertinence du volet expérimental de ce travail de maîtrise réside dans la réussite d'avoir mesuré les trajectoires tridimensionnelles des marqueurs permettant de reconstruire la gestuelle des plongeurs. Malgré un nombre limité de caméras ainsi qu'une installation contrainte par le temps, la redondance des marqueurs, le modèle développé de même que la méthode de reconstruction utilisée ont permis d'atteindre ce but. Un plus grand nombre de marqueurs par segment permet d'améliorer l'estimation de la cinématique en minimisant les artefacts dus aux mouvements de la peau [35, 41]. Toutefois, plutôt que d'offrir une redondance, le nombre important de marqueurs utilisés a grandement été réduit par les nombreuses occlusions. Les marqueurs visibles ont minimalement permis la reconstruction de la cinématique articulaire dans certaines phases du mouvement comme les postures carpées. Dans le même ordre d'idées, la redondance de marqueurs constitue un avantage dans la mesure où le nombre ne compromet pas, par une proximité exagérée des marqueurs, la distinction de ceux-ci lors de leur identification et de leur suivi automatique par le logiciel.

Ainsi, dans les circonstances expérimentales difficiles liées à l'environnement réel de plongeur, les techniques et les équipements parmi les plus avancés ont permis de recueillir des données tridimensionnelles pour huit plongeurs qui permettront de reconstruire la cinématique articulaire.

5.3.2 L'aspect numérique

Bien qu'il existe d'autres techniques plus répandues pour déterminer la cinématique articulaire à partir de l'information des marqueurs enregistrés, le développement d'un filtre de Kalman étendu a été préféré. Parmi les autres méthodes, les approches locales par corps libres ne répondaient pas aux besoins de simulation et de validation dans le cas présent. Aussi, l'approche d'optimisation globale par moindres carrés à partir d'une chaîne



cinématique [118] a été tentée sans succès. Le nombre insuffisant de marqueurs visibles dû aux occlusions donne lieu à un système sous-déterminé, ce qui implique que la matrice Hessienne de la fonction cinématique n'est pas de plein rang et ne peut pas être inversée dans un problème quadratique classique [18].

D'autres auteurs ont montré l'intérêt d'un filtre de Kalman étendu pour la marche et l'escrime [38] ainsi que des mouvements sportifs complexes tels que le pagayage [69]. Étant donné l'impossibilité d'utiliser un algorithme de moindres carrés, aucune comparaison n'a pu être faite entre cette méthode et le filtre de Kalman étendu, comme l'ont fait Fohanno [69] au kayak et DeGroot *et al.* [56] à la marche. Alors que Fohanno *et al.* [70] ont obtenu des résultats équivalents quant à la précision de la reconstruction, DeGroot *et al.* [56] ont obtenu des résultats en faveur du filtre de Kalman étendu.

Dans le cadre de ce travail, l'erreur de reconstruction varie entre 16 et 21 mm pour l'ensemble des huit plongeurs et des trois axes. Ces valeurs sont supérieures à celles obtenues par Fohanno *et al.* [70] qui varient entre 8 et 16 mm et par DeGroot *et al.* [56] qui varient entre 10 et 17 mm. La grande mobilité des segments et les difficultés expérimentales (par exemple le placement des caméras contraint par l'environnement, le grand volume d'acquisition et la luminosité) ont pu conduire à cette augmentation qui demeure acceptable. En considérant d'autres critères que sont, entre autres, la continuité de la cinématique et la rapidité de reconstruction, le filtre de Kalman étendu est supérieur à l'algorithme de moindres carrés utilisé par Fohanno *et al.* [70].

Les résultats obtenus dans ce travail de maîtrise renforcent les recommandations quant à l'utilisation d'un filtre de Kalman étendu en biomécanique lorsque de nombreuses occlusions sont susceptibles de rendre l'optimisation globale difficile, voire impossible. En effet, cette approche est en mesure de gérer un système sous-déterminé et de reconstruire une cinématique avec une continuité au niveau des vitesses et accélérations et sans dislocations articulaires. Cette cinématique (q, \dot{q}, \ddot{q}) obtenue dans une même opération n'implique pas de calcul des dérivés par différences finies qui amplifierait le bruit, ce qui permet un calcul par dynamique inverse plus précis.



Considérant les circonstances spatiotemporelles liées à l'environnement d'acquisition ainsi que la nature du plongeon, l'utilisation des techniques expérimentales (système opto-électronique de 17 caméras, 95 marqueurs réfléchissants) et numériques (filtre de Kalman étendu) les plus avancées a permis de procéder avec succès à l'acquisition des données tridimensionnelles d'une athlète en situations réelles d'entraînement et à la reconstruction de la cinématique articulaire permettant ensuite d'évaluer le modèle de simulation numérique.

5.4 La validation du modèle de simulation

L'objectif visé par la reconstruction de la cinématique articulaire à partir des trajectoires réelles des marqueurs était de pouvoir valider le modèle de simulation numérique avant d'en faire l'utilisation dans l'interface graphique et de simuler des saltos vrillés. Ainsi, les données cinématiques articulaires reconstruites des 36 degrés de liberté qui représentent la gestuelle articulaire ont été utilisées comme données d'entrée du modèle pour simuler le mouvement global du corps défini par les six degrés de liberté du bassin. La cinématique articulaire combinée aux paramètres inertiels segmentaires du modèle anthropométrique a permis de procéder à la simulation, soit l'intégration de l'équation de la dynamique d'un système polyarticulé en phase aérienne. Les sorties de la simulation que sont les données cinématiques des six degrés de liberté du bassin ont ensuite été comparées aux données reconstruites des six mêmes degrés de liberté pour les huit plongeurs correspondants. Les comparaisons entre ces données reconstruites (réelles) et simulées ont permis d'obtenir des résultats semblables permettant de valider le modèle de simulation. Pour l'ensemble des huit plongeurs, les résultats des comparaisons sont satisfaisants et correspondent à des RMSE moyennes de 20° et de 9° pour les rotations en salto et en vrille respectivement. À l'exception du $1\frac{1}{2}$ salto avant, les RMSE des sept autres plongeurs varient entre 7° et 29° pour le salto et entre 3° et 19° pour la vrille. Les RMSE les plus importantes sont associées à ce plongeur et sont discutées dans les paragraphes 5.4.2 et 5.4.3. La simulation



du plongeon le plus complexe, le $1\frac{1}{2}$ salto arrière avec $1\frac{1}{2}$ vrille a permis d'apprécier le potentiel du modèle avec des RMSE de 24° (salto) et de 6° (vrille) ainsi que des erreurs relatives sur les valeurs finales de 9 % (salto) et 3 % (vrille).

Les différences obtenues peuvent provenir en moindre mesure du processus d'intégration des équations de la dynamique depuis son état initial, de la modélisation notamment au niveau des paramètres inertiels segmentaires et des données d'entrée donc des mesures tout comme de l'estimation de la cinématique de la racine. Il aurait été intéressant de calculer le moment cinétique au centre de masse afin de pouvoir se référer aux résultats obtenus par Yeadon [182] au moment d'évaluer les résultats des comparaisons. Dans ce présent travail, seules les données cinématiques des six degrés de liberté du bassin ont été utilisées pour évaluer le modèle. Les résultats concernant les trois premiers degrés de liberté associés aux déplacements en translation font l'objet de la première discussion à la [sous-section 5.4.1](#). Ensuite, il sera intéressant de s'attarder plus spécifiquement aux rotations en salto et en vrille puisque ce sont ces éléments qui varient davantage en fonction de la cinématique articulaire. Ainsi, les [sous-sections 5.4.2](#) et [5.4.3](#) concernent respectivement les résultats de la rotation en salto et de la rotation en vrille pour l'ensemble des huit plongeurs. Pour terminer, les sources d'erreurs pouvant expliquer les différences entre les données simulées et réelles (reconstruites) sont discutées ([sous-section 5.4.4](#)).

5.4.1 Les translations

Une erreur systématique est présente sur les translations puisque les différences moyennes entre les déplacements simulés et réels vers l'avant et vers le bas correspondent respectivement à 0,30 m (15 %) ([tableau 4.I](#)) et à 0,42 m (11 %) ([tableau 4.II](#)) pour l'ensemble des huit plongeurs ([figure 4.1](#)). Dans les simulations, la plongeuse termine ses plongeurs plus en avant et plus bas qu'en réalité. L'effet de la résistance de l'air en phase aérienne est considéré négligeable et son erreur sur le calcul du moment cinétique du corps a été estimée à environ 1 % [163, 185]. Ainsi, le bassin suit une trajectoire parabolique qui dépend des vitesses linéaires au décollage et n'est pas influencé par les variations de la cinématique



aérienne. Comme la vitesse horizontale est conservée en phase aérienne, il serait intéressant de déterminer la vitesse horizontale moyenne et de corriger la valeur initiale utilisée. Il est probable que l'erreur sur les déplacements linéaires provienne des données d'entrée du modèle, plus précisément d'une erreur de reconstruction, d'une mauvaise estimation du temps de décollage ou de mauvais facteurs d'échelle lors de la calibration (paragraphe 5.4.4.3). La fin des plongeurs correspond à l'entrée à l'eau et les essais ont été rognés à l'instant où les marqueurs des mains disparaissent. Considérant une longueur de 0,80 m entre le bassin et les mains de la plongeuse, les valeurs finales des déplacements verticaux du bassin devraient correspondre à environ 4,20 m. Cependant, certains essais ont été rognés plus tôt puisque de nombreux marqueurs n'étaient plus visibles, dont ceux placés sur les mains, ce qui explique les valeurs inférieures obtenues.

5.4.2 La rotation en salto

Tout d'abord, pour les huit plongeurs analysés, la moyenne des RMSE sur la rotation en salto correspond à 20° et la moyenne des différences sur les valeurs finales des rotations en salto est de 33° , soit 9 % (tableau 4.III et figure 4.2). La RMSE la plus importante est associée au $1\frac{1}{2}$ salto avant et correspond à une valeur de 44° , soit 8 %. Lorsqu'il s'agit de la rotation finale, une différence absolue de 63° (13 %) est obtenue pour le $1\frac{1}{2}$ salto avant. Afin de comparer les résultats à ceux obtenus par Yeadon *et al.* [185], seuls les saltos vrillés sont considérés. En tenant compte uniquement des plongeurs comportant des vrilles, la valeur finale la plus importante est de 53° , ce qui correspond à une précision de 11 %. En comparaison avec la valeur finale maximale en salto de $14,4^\circ$ obtenue par Yeadon *et al.* [185] sur un ensemble de neuf saltos vrillés, les résultats obtenus avec le modèle de la plongeuse sont plus importants. Ce dernier recommande que la précision du modèle soit de 10 %, ce qui est presque notre cas (11 %) [185].

Dans tous les huit plongeurs, la rotation en salto issue des simulations est surestimée.

====
Tout comme l'erreur sur les translations, cette erreur pourrait provenir des conditions initiales et de l'absence de résistance aérodynamique dans le modèle. Comme le moment



cinétique en salto créé lors de l'impulsion demeure constant en phase aérienne, il se pourrait que les conditions d'éjection déterminées à partir des splines surestime le moment cinétique initial. Tout comme pour la vitesse horizontale, il pourrait être intéressant de déterminer le moment cinétique moyen en phase aérienne afin de corriger les valeurs initiales utilisées. Il se pourrait également que le modèle du dos soit trop simple pour respecter la position adoptée dans le carpé. En résumé, la surestimation de la rotation en salto pourrait donc provenir d'une erreur sur les conditions initiales ([paragraphe 5.4.4.3](#)) et/ou sur la modélisation anthropométrique ([paragraphe 5.4.4.2](#)).

5.4.3 La rotation en vrille

En ce qui concerne la rotation en vrille, il est préférable de diviser les huit plongeurs en deux groupes, soit les plongeurs avec et sans vrille. Les RMSE des quatre plongeurs comportant des vrilles varient entre 3° et 19° et la différence absolue sur les valeurs finales entre 0° (0%) et 6° (3%) ([tableau 4.IV](#) et [figure 4.2](#)). Tout comme pour les valeurs finales des rotations en salto, Yeadon *et al.* [185] recommande que l'erreur en vrille soit inférieure à 10 %, ce que nous obtenons largement (3 %). La valeur finale la plus importante obtenue par Yeadon *et al.* [185] est de 43° alors que dans notre cas, elle est nettement inférieure et correspond à 6° . Ces recommandations ont été faites à la suite de comparaisons entre des valeurs simulées et des valeurs mesurées avec deux caméras et une technique de digitalisation pour un total de neuf saltos vrillés effectués au trampoline. On peut s'attendre à ce que l'erreur de mesure soit moindre avec un système optoélectronique qu'avec un simple système de deux caméras vidéo [160] bien qu'une condition de trampoline soit plus simple à acquérir que du plongeur. Les facteurs qui influencent la précision de la cinématique de même que l'erreur de reconstruction associée à celle-ci seront discutées plus en profondeur à la [sous-section 5.4.4.3](#). Pour l'ensemble des quatre plongeurs avec vrilles, il est possible de conclure que le modèle est précis à 3 % pour la rotation en vrille.

En ce qui concerne les quatre plongeurs sans vrille, il semblerait que le modèle de simulation rencontre des difficultés puisque les différences sur les valeurs finales vont jusqu'à



62° et montre une limite du modèle tridimensionnel conduit par les angles articulaires pour des rotations dans le plan sagittal (tableau 4.IV et figure 4.2). Au contraire des plongeurs avec vrilles, il n'est pas possible de comparer nos résultats à ceux de Yeadon *et al.* [185], car celui-ci n'a simulé que des saltos vrillés. L'essai qui comporte cette erreur est le $1\frac{1}{2}$ salto avant carpé pour lequel la valeur finale simulée est de 73°, soit 1/5 de vrille alors que le mouvement enregistré présente une valeur finale de 11°. Cette apparition de vrille est probablement due au phénomène d'instabilité de la rotation selon l'axe intermédiaire d'inertie [183]. Comme l'axe de salto constitue l'axe intermédiaire d'inertie, la rotation autour de celui-ci est physiquement instable de sorte qu'une rotation uniquement en salto est très difficile à effectuer sans que l'axe mineur d'inertie (la vrille) ne comporte de rotation. Dans la position carpée, l'instabilité de la rotation se manifeste par des oscillations d'un côté puis de l'autre. Par contre, lorsque l'athlète passe à la position tendue, il passe du mode d'oscillation au mode de vrille et des ajustements fins sont nécessaires afin d'empêcher la rotation en vrille qui aura tendance à se produire naturellement. Ainsi, le passage des positions carpée à tendue effectué lors de l'ouverture aura une influence sur l'entrée à l'eau. Si l'athlète quitte le mode d'oscillations lorsqu'il est à l'amplitude maximale de l'oscillation (à gauche ou à droite) et qu'une composante selon l'axe de vrille est présente, l'instabilité se traduira par l'apparition de vrille une fois dans la position tendue. Pour faciliter l'entrée à l'eau, les plongeurs auront ainsi avantage à ouvrir lorsque l'oscillation est la plus proche de 0° afin de stabiliser la rotation en salto avec des mouvements d'ajustements avec les bras. Ces mouvements effectués lors de cette phase déterminante de l'entrée à l'eau sont de faible amplitude et souvent peu perceptibles. Or, dans le cas présent, il est possible que la plongeuse soit sortie de la position carpée avec une instabilité et que les ajustements effectués soient trop fins pour la sensibilité de la chaîne cinématique ou la précision du système optoélectronique. La première raison est que l'ouverture du corps s'effectue dans la partie du champs qui comporte le moins de caméras et le plus d'occlusions. De plus, il se peut que le processus de cinématique inverse ait perdu la subtilité des mouvements des bras en reconstruisant la cinématique en raison du manque de degrés de liberté du modèle ou des

nombreuses occlusions sur les trajectoires des marqueurs correspondants. Une autre raison peut être que les erreurs systématiques sur la rotation en salto entraînent une ouverture plus tard avec une inclinaison latérale plus prononcée. Donc, les sources d'erreurs principales permettant d'expliquer cette limite proviendraient non seulement de la modélisation de la plongeuse ([paragraphe 5.4.4.2](#)), mais aussi des données d'entrée ([paragraphe 5.4.4.3](#)).

5.4.4 Les sources d'erreurs

Tel que mentionné précédemment, les erreurs sur les données simulées peuvent provenir du processus de simulation en lui-même ([paragraphe 5.4.4.1](#)), de la géométrie des masses ([paragraphe 5.4.4.2](#)) et de la cinématique du mouvement ([paragraphe 5.4.4.3](#)).

5.4.4.1 La simulation

Du côté de la simulation, bien que l'intégration de $\ddot{\mathbf{q}}_2$ soit effectuée grâce à une méthode Runge-Kutta Dormand-Prince à pas variable précise et stable pour la dynamique de la phase aérienne, une certaine erreur demeure présente et celle-ci peut se propager d'une étape à l'autre notamment à cause de l'incertitude liée à l'état au décollage. Comme la simulation ne concerne que la phase aérienne, la détermination de l'instant initial de cette phase est une source d'erreur (voir [paragraphe 5.4.4.3](#)). L'erreur numérique sur l'intégration de ces mouvements de plus d'une seconde que sont les plongeurs du 5 m est cependant amoindrie par la présence d'un régulateur proportionnel dérivé (correcteur PD) qui réduit la dérive. L'implémentation d'un correcteur peut réduire l'erreur sur la simulation jusqu'à $\pm 0,78^\circ$ [101]. En considérant faible l'importance de cette erreur attribuable à la simulation, les erreurs sur les données cinématiques simulées peuvent provenir de deux sources principales que sont la modélisation ([paragraphe 5.4.4.2](#)) et la précision des données d'entrée du modèle ([paragraphe 5.4.4.3](#)).

5.4.4.2 La géométrie des masses

Malgré sa complexité, le modèle de la plongeuse demeure une simplification du corps humain et entraîne une erreur quant à la reproduction du mouvement. La segmentation du corps a un impact non seulement sur la reconstruction de la cinématique, mais également sur la simulation du mouvement. Puis, les paramètres inertiels segmentaires ont eux aussi une influence sur le mouvement simulé.

La segmentation du corps : Même si le modèle comporte 42 degrés de liberté, il se peut que les trajectoires des marqueurs enregistrés ne puissent être associées au degré de liberté correspondant lors de la reconstruction. Il est possible que la reconstruction de la cinématique soit affectée qu'une erreur sur celle-ci se répercute sur la simulation ([paragraphe 5.4.4.3](#)). Cette erreur peut se manifester, entre autres, sur la rotation en salto qui montre une surestimation par rapport à la réalité. Puisque le tronc est segmenté uniquement en deux segments (bassin-thorax) et qu'il ne s'articule qu'à un endroit, l'amplitude de mouvement de la colonne vertébrale est sans doute trop simplifiée, ce qui engendre une erreur sur le moment d'inertie. Or, une flexion exagérée du tronc qui rapproche davantage le haut du corps de l'axe médio-latéral et sous-estime la longueur de la colonne aura pour effet de réduire le moment d'inertie global du corps. Le moment cinétique étant conservé durant la phase aérienne, la diminution du moment d'inertie en salto aura pour effet d'accélérer la rotation selon cet axe. La segmentation du tronc avec trois segments (bassin-abdomen-thorax) suivant le modèle de Hatze [82] pourrait être une solution intéressante respectant davantage les mouvements du rachis dans les trois plans [13]. Il se pourrait également que la modélisation soit en partie responsable de l'instabilité rencontrée en vילה lors du salto et $\frac{1}{2}$ avant qui présente une erreur importante de 62° . Le manque de sensibilité du modèle le rendrait incapable de reconstruire avec précision les mouvements subtils effectués par les membres supérieurs dans le but de stabiliser la rotation ([sous-section 5.4.3](#)).

Les paramètres inertiels segmentaires du modèle : Puisque la simulation constitue la résolution d'un problème de dynamique directe qui implique les matrices d'inertie des segments, les PIS ont une influence sur les résultats. Le fait de considérer les segments corporels comme étant rigides, indéformables et de densité uniforme malgré les mouvements des masses molles affectent les paramètres inertiels segmentaires d'au plus 6 % [82]. Yeadon [181] a démontré que des paramètres inertiels segmentaires personnalisés à différents individus pouvaient engendrer jusqu'à 20 % de variation sur les valeurs de rotation en vrille. Lors de l'estimation des paramètres inertiels segmentaires, un modèle anthropométrique géométrique est plus fiable qu'un modèle proportionnel [107]. Comme cette étude n'implique qu'un sujet et que la précision est recherchée, il était pertinent d'utiliser une méthode plus longue, mais plus précise telle que le modèle de Yeadon [181]. Cependant, la simplification des segments corporels en diverses formes géométriques entraîne tout de même une erreur systématique sur les PIS qu'on peut estimer à 5 % sur les masses et à 10 % sur les moments d'inertie lorsque l'on prend en compte la différence moyenne de 1,77 cm sur les longueurs obtenues par le modèle de Yeadon [181] et la méthode SCoRE [62] ainsi que la différence de 6,8 % sur le volume global en comparaison avec la mesure par pléthysmographie (voir la section 5.1). Avec son modèle anthropométrique, Yeadon [181] a obtenu une erreur maximale de 2,3 % sur la masse corporelle totale estimée pour trois sujets. L'effet des erreurs sur les mesures anthropométriques sur le calcul du moment cinétique était de faible importance puisqu'un écart type de 3 % a été obtenu sur la différence entre deux séries de mesures sur le même individu [182]. L'erreur sur l'estimation des dimensions du torse était de 1 % lorsque la méthode ne tenait pas compte de l'air contenu dans les poumons [181]. Des auteurs s'étant intéressés au modèle de Yeadon [181] affirment que la position du centre de masse du tronc à 50 % de sa profondeur est erronée et qu'elle devrait être plus postérieure afin d'apporter de meilleurs résultats aux grandeurs dynamiques [64, 110]. Dans le cas présent, comme les PIS sont les mêmes pour toutes les simulations, seule une erreur systématique peut affecter les résultats simulés. Tel que mentionné précédemment, il pourrait être tout de même envisagé d'utiliser une

méthode d'optimisation par moindres carrés pour minimiser l'erreur quadratique moyenne et ainsi déterminer les paramètres inertiels segmentaires optimisés avec un algorithme de *direct multiple shooting* par exemple [179].

5.4.4.3 La cinématique du mouvement

La cinématique articulaire reconstruite est utilisée pour actionner le modèle. Ce sont des approximations par des fonctions splines qui permettent de déterminer les paramètres d'éjection et de piloter le modèle au cours du temps. La précision de ces données d'entrée est affectée par plusieurs facteurs expérimentaux et numériques. Certaines améliorations possibles abordées à la [section 5.3](#) ont déjà permis de discuter de quelques erreurs, mais les paragraphes qui suivent permettent de mentionner certaines sources d'erreurs dont l'impact plus spécifique a été constaté sur données simulées.

La calibration : Une surestimation des distances lors de la calibration pourrait avoir engendré une surestimation de l'accélération gravitationnelle. Une telle erreur aurait pour effet d'accélérer la chute simulée de la plongeuse et de lui faire parcourir une plus grande distance pour une même durée. Cette erreur dans la calibration pourrait être à l'origine des différences rencontrées sur les déplacements en translation ([sous-section 5.4.1](#)).

La reconstruction : Les données d'entrée que sont les conditions initiales ainsi que la cinématique articulaire qui pilote le modèle sont associées à une erreur de reconstruction variant de $15,7 \pm 7,2$ mm à $21,0 \pm 9,8$ mm ([sous-section 5.3.2](#)). Le filtre de Kalman étendu est la méthode numérique la plus robuste et précise que nous pouvons utiliser dans le contexte. Il est sûr que la calibration, le placement des marqueurs, le placement des caméras et leurs ajustements de même que la méthode de reconstruction choisie ont un impact sur la précision de la cinématique articulaire. La précision de la cinématique articulaire obtenue est satisfaisante compte tenu des nombreuses occlusions de marqueurs. En raison des nombreuses occlusions, il est réaliste de penser que plusieurs marqueurs ne sont vus

que par deux caméras et que les paires de caméras s'alternent au cours du mouvement. Or, ces changements de couples de caméras peuvent entraîner des erreurs de décalage des trajectoires des marqueurs [13] qui sont toutefois atténuées par le fonctionnement du filtre de Kalman étendu.

Malgré les performances du filtre de Kalman étendu pour estimer la cinématique articulaire, il est fort probable que les occlusions sur des parties importantes des plongeurs soient une source d'erreur principale. La cinématique articulaire associée à la gestuelle des bras lors du carapé qui précède l'entrée à l'eau est très importante puisqu'une variation minime du mouvement de bras peut avoir l'effet d'accélérer la vrille plutôt que de la ralentir. Cela dit, il est sûr qu'une des recommandations principales à retenir quant à l'acquisition est de mettre davantage de caméras sur la dernière phase du mouvement et d'améliorer les ajustements de celles-ci. La cinématique reconstruite pourrait aussi être améliorée par des modifications de la chaîne cinématique, notamment par une meilleure modélisation du tronc. Une meilleure modélisation a pour effet de faciliter la tâche de l'algorithme qui tente de déterminer une configuration de la chaîne cinématique selon les degrés de liberté permis [69].

L'approximation des fonctions splines : En plus de l'erreur de reconstruction, l'approximation des données reconstruites par des fonctions splines cubiques de classe C^2 (paragraphe 3.2.3.3) entraîne également une erreur sur la cinématique articulaire. Le coefficient de détermination moyen pour l'ensemble des 42 degrés de liberté varie entre 0,9807 et 0,9885 en fonction du plongeon effectué. Ces splines permettent une meilleure interpolation des données que des séries de fonctions quintiques [85]. Nous aurions pu utiliser des splines quartiques de classe C^3 [22] ou quintiques [90] qui permettent une meilleure interpolation lors des changements de direction rapide. Toutefois, comme la cinématique articulaire des plongeurs comportent un nombre important de valeurs (de 342 à 389 points), les splines cubiques de classe C^2 sont constituées de suffisamment de fonctions pour interpoler les courbes avec précision.



La détermination de la phase aérienne : Comme la simulation ne concerne que la phase aérienne, il est sûr que la détermination du début de cette phase correspond à une source d'erreur pouvant influencer l'état initial et les conditions d'éjection. Le début de la phase aérienne est identifié manuellement à partir des données de plateforme comme les forces de contact deviennent nulles lorsque les pieds décollent. La dérivation des fonctions splines permet ensuite de connaître les vitesses linéaires et angulaires à cette première image correspondant aux conditions d'éjection. Avec une fréquence d'acquisition de 300 Hz pour la cinématique et à 1000 Hz pour les forces de contact, les images sont assez nombreuses pour permettre une identification précise de l'instant de décollage, mais il se pourrait tout de même qu'une erreur humaine soit survenue. En ce qui a trait aux valeurs initiales obtenues par les fonctions splines, il est sûr qu'il aurait été préférable de les valider avec les valeurs mesurées de la plateforme de force par intégration des forces depuis un état statique. Cependant, pour l'instant, les données de plateforme n'ont pas été utilisées, mais demeurent accessibles pour de plus amples analyses.

Suite aux comparaisons effectuées entre les plongeurs simulés et reconstruits, nous pouvons conclure que le modèle de simulation est valide principalement pour les plongeurs avec vrilles et que nous pouvons avoir confiance en ses capacités à simuler avec précision les saltos vrillés. Il ne reste qu'à tester l'environnement graphique de simulation numérique auprès des entraîneurs.

5.5 L'application du logiciel

Le cinquième et dernier objectif spécifique était de tester l'environnement graphique de simulation dans le but d'apprécier son potentiel. Tel que mentionné au [chapitre 1](#), certaines croyances parfois infondées circulent dans le milieu de l'entraînement et donnent lieu à des interprétations simplistes accompagnées d'interventions infructueuses auprès des athlètes [46, 47, 63, 73, 149]. Plusieurs auteurs [2, 73, 149, 162, 167] se sont intéressés à la formation des entraîneurs afin de comprendre d'où proviennent ces croyances et comment



elles influencent leurs actions. Gal-Petitfaux [73] suggère que les croyances influencent la mobilisation des connaissances et Baker *et al.* [8] affirment que ce qui différencie un entraîneur expert d'un novice sont les connaissances spécifiques aux sports. Cela suggère que les formations des entraîneurs comportent des notions précises et spécifiques telles que des dimensions cinématiques et dynamiques du mouvement comme le propose Rolland *et al.* [149]. Celle-ci recommande également que les entraîneurs soient formés à être sensibles au contexte afin de traiter chaque cas différemment avec son bagage de connaissances [149] tout en ayant conscience des croyances véhiculées [73].

Dans cette optique, une formation sur la mécanique des saltos vrillés a été développée (détails à la [section 3.4.1](#)) durant laquelle les notions théoriques étaient présentées sous formes d'exercices pratiques nécessitant l'utilisation de l'interface de simulation par les entraîneurs. Lors de cette première formation, seul le modèle simple à 12 degrés de liberté (décrit à la [section 2.3](#)), a été utilisé. Tel que mentionné au [chapitre 2.4](#), les entraîneurs étaient amenés à modifier les conditions d'éjection de même que la cinématique articulaire pour six degrés de liberté que sont la flexion-extension et l'abduction-adduction des bras droit et gauche ainsi que la flexion-extension des cuisses combinées et des genoux combinés. Comme tous les entraîneurs n'avaient pas les mêmes niveaux de connaissances ni en biomécanique, ni en informatique, la manipulation de l'interface numérique était moins évidente pour certains que pour d'autres. L'administration d'un questionnaire avant et après la formation a permis de constater que 12 des 14 participants ont amélioré leurs connaissances à la suite des deux ateliers. L'amélioration moyenne du groupe correspond à 11 % et deux des entraîneurs se sont améliorés de plus de 25 % ([tableau 4.V](#) et [figure 4.9](#) à la [sous-section 4.2](#)). La variabilité des sports utilisés dans les questionnaires et entraînés par les participants pourraient expliquer en partie l'écart type important de 11,5 % sur l'amélioration moyenne du groupe. Bien que les trois questionnaires soient similaires dans le nombre et le format des questions de même que les thèmes abordés, il se peut que certaines questions visant à évaluer la même connaissance soient de difficultés différentes pour les entraîneurs de par le sport utilisé pour illustrer la notion.



Outre les résultats des questionnaires, un petit sondage (voir [annexe VI](#)) a permis de connaître l'appréciation générale et de récolter les commentaires et suggestions des participants désirant les partager de façon confidentielle. Ainsi, les réponses recueillies et les messages reçus ont permis de constater que la grande majorité des participants ont apprécié l'expérience d'en apprendre davantage au sujet de leur sport tout en découvrant un nouvel outil conçu pour eux. Globalement, ils ont trouvé les notions abordées pertinentes, l'approche interactive motivante et le simulateur utile et convivial. Plusieurs se sont même informés quant aux éventuelles possibilités de se procurer une version de l'interface de simulation et d'autres ont suggéré que l'atelier de formation soit offert aux entraîneurs de gymnastiques dans le cadre du congrès annuel de la Fédération de Gymnastique du Québec, ce qui s'est d'ailleurs produit avec succès. Les suggestions des entraîneurs permettront d'apporter des améliorations supplémentaires afin de rendre l'outil encore plus accessible, convivial et utile. Les améliorations apportées quant à l'implémentation du modèle à 42 degrés de liberté et des fonctions splines permettant d'approximer la cinématique réelle afin que celle-ci soit modifiée constitue déjà un progrès pouvant rendre les exercices basés sur le plongeon plus concrets. Les entraîneurs ont la possibilité de modifier la technique réelle effectuée par la plongeuse et d'explorer les possibilités avec les mêmes conditions initiales. Un exemple intéressant peut être de tester l'impact de différents mouvements de bras lors de la création de la vrille aérienne en tentant d'ajouter de la rotation en vrille au $1\frac{1}{2}$ salto arrière avec $\frac{1}{2}$ vrille sans toutefois modifier les conditions d'éjection.

Aussi, ce qu'il n'a pas été possible d'étudier dans le cadre de ce projet pilote et qu'il serait intéressant d'approfondir est le transfert des connaissances acquises dans le cadre de la formation avec le simulateur sur le terrain. En effet, le développement de cet outil vise ultimement l'amélioration des performances des athlètes pratiquant des sports acrobatiques en passant par l'amélioration des compétences des entraîneurs. Ainsi, la formation contribue à l'amélioration des connaissances, mais il reste à voir si plus de connaissances mènent à de meilleures compétences en entraînement et si l'utilisation du simulateur est plus efficace que des formations plus traditionnelles. Quoiqu'il en soit, la formation de même que



l'environnement graphique de simulation numérique ont été très bien reçus lors de cette première tentative, ce qui s'avère prometteur pour l'avenir de cet outil pédagogique.

5.6 Perspectives

Le modèle de la plongeuse est valide, précis et efficace pour la simulation des saltos vrillés. L'utilisation de celui-ci dans l'environnement de simulation des acrobaties aériennes dans le cadre de la formation des entraîneurs pourra s'élargir vers l'optimisation du mouvement. Si l'outil actuel permet maintenant de modifier la cinématique articulaire mesurée afin de tester les possibilités de mouvements en conservant les conditions de décollage, la synthèse optimale permettra de générer des mouvements optimaux et d'améliorer la performance. Le plus grand défi sera de se familiariser avec un logiciel qui aura la puissance d'optimiser avec autant de degrés de liberté. Une première tentative a déjà été effectuée lors d'un court séjour de recherche à l'Université de Heidelberg au sein du groupe d'optimisation en robotique et en biomécanique. Les algorithmes de *direct multiple shooting* développés par ce groupe constituent le logiciel Muscod II et s'inscrivent dans la continuité des travaux de Bock [24]. La complexité du modèle a causé des difficultés, notamment des singularités aux degrés de liberté associés aux épaules. Un travail d'adaptation et de développement sera nécessaire pour exploiter Muscod II et générer des mouvements optimaux permettant d'améliorer la performance des athlètes. En outre, un volet expérimental utilisant un ergomètre isocinétique a été entamé afin que le modèle soit piloté par les efforts articulaires plutôt que les angles articulaires. L'optimisation pourra également être envisagée pour améliorer les résultats du modèle pour que celui-ci soit plus fidèle à l'athlète en optimisant les paramètres inertiels segmentaires.

====

1111

1111

CONCLUSION

L'objectif de ce projet de maîtrise était de répondre aux besoins du milieu sportif en offrant aux entraîneurs un outil de simulation numérique de la phase aérienne des saltos vrillés. L'outil devait favoriser une meilleure compréhension du mouvement par l'acquisition de connaissances spécifiques à la mécanique sous-jacente aux sports acrobatiques. En effet, les saltos vrillés effectués dans une multitude de sports acrobatiques sont des mouvements complexes dont l'exécution, mais aussi la compréhension et l'entraînement ne sont pas aisés. La rapidité des gestes et la grande subtilité technique liées à ces acrobaties compliquent la tâche des entraîneurs et des athlètes qui aspirent à toujours performer davantage.

Les objectifs spécifiques étaient (1) de développer un modèle de simulation réaliste permettant de reproduire la gestuelle des saltos vrillés avec précision, (2) d'améliorer l'efficacité du modèle afin de réduire le temps de simulation, (3) d'enregistrer des plongeurs en situation réelle afin de (4) valider le modèle en comparant les résultats des simulation aux performances et (5) de tester le potentiel de l'interface de simulation auprès des entraîneurs.

Un modèle comportant 17 segments et 42 degrés de liberté a permis de reproduire la finesse des mouvements de plongeurs lors de la simulation par les angles articulaires. Toutefois, le nombre important de degrés de liberté était initialement associé à un modèle dynamique chronophage pour l'ordinateur. Les améliorations apportées au modèle dynamique ont permis de réduire le temps de simulation de 22 % et d'obtenir des résultats en temps réel. En plus des nombreux degrés de liberté, les paramètres inertiels segmentaires et les longueurs des segments du modèle sont personnalisables, ce qui a rendu possible sa validation par la comparaison des simulations et des performances mesurées de l'athlète. Si le volet expérimental de ce travail constituait un véritable défi, il a été possible d'acquérir et de reconstruire huit plongeurs de la plateforme du 5 m à l'aide d'un système optoélectronique et de 95 marqueurs collés à la peau avec seulement une moyenne de deux

marqueurs perdus à chaque plongeon. La difficulté résidait dans le nombre de segment et de degrés de liberté du modèle cinématique et dans les contraintes environnementales. Nous avons dû composer avec l'achalandage du complexe sportif public, la présence d'eau et de lumière extérieure, le grand champ d'acquisition et les contraintes quant au temps et aux possibilités de placement des caméras. La redondance des marqueurs et l'utilisation du filtre de Kalman étendu sont les éléments clés de l'estimation de la cinématique articulaire. L'utilisation de marqueurs cutanés n'est pas une limite pour le plongeon et le filtre de Kalman étendu est robuste même en présence de nombreuses occlusions. Nos recommandations devraient permettre l'acquisition d'autres gestes sportifs en environnement complexe.

Le modèle a ensuite été validé à partir des performances enregistrées en situation réelle. La cinématique articulaire reconstruite a été utilisée pour simuler la cinématique du segment racine de la chaîne, soit le bassin permettant ainsi de comparer les déplacements et orientations simulés de celui-ci, aux valeurs obtenues lors de la reconstruction. Ces comparaisons ont permis de valider le modèle et d'obtenir une précision de 20° en salto et de 9° en vrille sur un ensemble de mouvements comportant jusqu'à 540° de rotation en salto et en vrille. Seuls les mouvements comportant beaucoup de salto et aucune vrille, comme le $1\frac{1}{2}$ salto avant, semblent être une limite du modèle ou de la mesure du mouvement puisqu'environ un cinquième de vrille apparaît lors de la simulation. Cette problématique serait reliée au phénomène de l'instabilité de l'axe intermédiaire d'inertie impliquant qu'environ $\frac{1}{2}$ vrille par double salto soit produite naturellement si l'athlète n'effectue aucun ajustement pour l'éviter. À l'exception de ce plongeon, les sept autres plongeurs ont permis de constater la précision du modèle de simulation. Lorsque seuls les quatre plongeurs vrillés sont considérés, la précision du modèle est évaluée à 11 % en salto et à 3 % en vrille, ce qui respecte partiellement la recommandation de 10 % donnée par Yeadon *et al.* [185]. La fidélité des simulations s'explique par la personnalisation des paramètres inertiels segmentaires du modèle à la plongeuse suivant le modèle anthropométrique de Yeadon [181], et celle des longueurs des segments au moyen d'une méthode fonctionnelle de localisation des

centres articulaires.

Une fois la précision et la robustesse confirmées, l'environnement graphique de simulation numérique a connu une première application comme outil pédagogique dans le cadre d'une formation avec 14 entraîneurs en sports acrobatiques. L'environnement graphique de simulation que nous avons développé permet de tester certaines hypothèses d'entraînement et de constater rapidement l'influence d'une modification technique sur le résultat en termes de nombre de rotation en salto et en vrille. Ce développement devait respecter des impératifs de précision, de rapidité des calculs ainsi que de facilité d'utilisation. La formation que nous avons mise en place basée sur le simulateur a permis une amélioration de plus de 10 % des connaissances sur la biomécanique des saltos vrillés.

En conclusion, suite à ce travail de maîtrise, nous pouvons affirmer que l'acquisition de mouvements de plongeurs en situation d'entraînement est réalisable lorsque combinée avec des techniques expérimentales et numériques robustes, que le modèle de simulation de la plongeuse est approprié pour la simulation de saltos vrillés et que l'interface graphique est un outil pédagogique utile pour la formation des entraîneurs.

BIBLIOGRAPHIE

- [1] ABDEL-AZIZ, Y. et KARARA, H. (1971). Direct linear transformation from comparator coordinates into object space coordinates in close-range photogrammetry. *In ASP Symposium on Close-Range Photogrammetry.*
- [2] ABRAHAM, A. et COLLINS, D. (1998). Examining and extending research in coach development. *Quest*, 50(1):59–79.
- [3] ALBRO, J., SOHL, G., BOBROW, J. et PARK, F. (2000). On the computation of optimal high-dives. *In Robotics and Automation, 2000. Proceedings. ICRA '00. IEEE International Conference*, volume 4, pages 3958–3963.
- [4] ANDERSEN, M. S., BENOIT, D. L., DAMSGAARD, M., RAMSEY, D. K. et RASMUSSEN, J. (2010). Do kinematic models reduce the effects of soft tissue artefacts in skin marker-based motion analysis? an in vivo study of knee kinematics. *Journal of Biomechanics*, 43(2):268–273.
- [5] ANDERSON, F. C. et PANDY, M. G. (2001). Dynamic optimization of human walking. *Journal of Biomechanical Engineering*, 123(5):381–390.
- [6] AUSEJO, S., SUESCUN, A. et CELIGUETA, J. (2011). An optimization method for overdetermined kinematic problems formulated with natural coordinates. *Multibody System Dynamics*, 26:397–410.
- [7] BACKLEY, S. et STAFFORD, I. (1996). *The winning mind : A guide to achieving success and overcoming failure.* Aurum Press London.
- [8] BAKER, J., HORTON, S., ROBERTSON-WILSON, J. et WALL, M. (2003). Nurturing sport expertise : factors influencing the development of elite athlete. *Journal of Sports Science and Medicine*, 2(1):1–9.

- [9] BANGERTER, B. et LEIGH, L. (1968). A comparison of twisting somersaults in diving and rebound tumbling. *Scholastic Coach*, 38:68–70, 111–112.
- [10] BARROW, C. (1959). Diving coaching. *Swimming Times*, 36:184–186.
- [11] BARTEE, H. (1977). *A cinematographical analysis of twisting about the longitudinal axis when performers are free of support*. Thèse de doctorat, Texas A&M University.
- [12] BARTEE, H. et DOWELL, L. (1982). A cinematographic analysis of twisting about the longitudinal axis when performers are free of support. *J. Human Move. Studies*, 8:41–45.
- [13] BEGON, M. (2006). *Analyse et simulation tridimensionnelle de mouvements cycliques sur un ergomètre spécifique au kayak*. Thèse de doctorat, Université de Poitiers.
- [14] BEGON, M., COLLOUD, F., FOHANNO, V., BAHUAUD, P. et MONNET, T. (2009a). Computation of the 3D kinematics in a global frame over a 40m-long pathway using a rolling motion analysis system. *Journal of Biomechanics*, 42(16):2649–2653.
- [15] BEGON, M., COLLOUD, F. et SARDAIN, P. (2010). Lower limb contribution in kayak performance : modelling, simulation and analysis. *Multibody System Dynamics*, 23:387–400.
- [16] BEGON, M., HILEY, M. J. et YEADON, M. R. (2009b). Effect of hip flexibility on optimal stalder performances on high bar. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 12(5):575–583.
- [17] BEGON, M., MONNET, T. et LACOUTURE, P. (2007). Effects of movement for estimating the hip joint centre. *Gait & Posture*, 25(3):353–359.
- [18] BEGON, M., WIEBER, P.-B. et YEADON, M. R. (2008). Kinematics estimation of straddled movements on high bar from a limited number of skin markers using a chain model. *Journal of Biomechanics*, 41(3):581–586.

- [19] BELL, A., PEDERSEN, D. et BRAND, R. (1990). A comparison of the accuracy of several hip center location prediction methods. *Journal of Biomechanics*, 23:617–621.
- [20] BENKHEMIS, I. (2006). *Essai de repérage du critère minimisé spontanément par le sportif. Exemple du saut en longueur*. Thèse de doctorat, Université de Poitiers.
- [21] BESIER, T. F., STURNIEKS, D. L., ALDERSON, J. A. et LLOYD, D. G. (2003). Repeatability of gait data using a functional hip joint centre and a mean helical knee axis. *Journal of Biomechanics*, 36(8):1159–1168.
- [22] BESSONNET, G., SEGUIN, P. et SARDAIN, P. (2005). A parametric optimization approach to walking pattern synthesis. *International Journal of Robotics Research*, 24(7):523–536.
- [23] BLAJER, W. et CZAPLICKI, A. (2001). Modeling and inverse simulation of somersaults on the trampoline. *Journal of Biomechanics*, 34(12):1619–1629.
- [24] BOCK, H. (1984). A multiple shooting algorithm for direct solution of optimal control problems. In *9th IFAC world congress Budapest*, pages 243–247. Pergamon Press.
- [25] BOCK, H. G., DIEHL, M., LEINWEBER, D. et SCHLODER, J. (1999). Efficient direct multiple shooting in nonlinear model predictive control. *Scientific Computing in Chemical Engineering II*, 2:218–227.
- [26] BONNEFOY, A., PRADON, D. et CHEZE, L. (2005). Les systèmes d’analyse du mouvement : Techniques et principes, protocoles, sources d’erreurs et solutions. *ITBM RBM news*, 26(6):24–32.
- [27] BOULIC, R., THALMANN, N. et THALMANN, D. (1990). A global human walking model with real-time kinematic personification. *The Visual Computer*, 6(6):344–358.
- [28] BOYER, F. et COIFFET, P. (1996). Symbolic modeling of a flexible manipulator via assembling of its generalized newton euler model. *Mechanism and Machine Theory*, 31(1):45–56.

- [29] BRYANT, J., WEVERS, H. et MOWE, P. (1984). One parameter model for error in instantaneous centre of rotation measurements. *Journal of Biomechanics*, 17:317–322.
- [30] BUCHANAN, T., LLOYD, D., MANAL, K. et BESIER, T. (2004). Neuromusculoskeletal modeling : Estimation of muscle forces and joint moments and movements from measurements of neural command. *Journal of Applied Biomechanics*, 20:367–395.
- [31] CAMOMILLA, V., CEREATTI, A., VANNOZZI, G. et CAPPOZZO, A. (2006). An optimized protocol for hip joint centre determination using the functional method. *Journal of Biomechanics*, 39(6):1096–1106.
- [32] CAMPBELL, A., LLOYD, D., ALDERSON, J. et ELLIOTT, B. (2009). MRI development and validation of two new predictive methods of glenohumeral joint centre location identification and comparison with established techniques. *Journal of Biomechanics*, 42(10):1527–1532.
- [33] CAPPOZZO, A. (1984). Gait analysis methodology. *Human Movement Science*, 3:27–50.
- [34] CAPPOZZO, A., CATANI, F., LEARDINI, A., BENEDETTI, M. et CROCE, U. D. (1996). Position and orientation in space of bones during movement : experimental artefacts. *Clinical Biomechanics*, 11(2):90–100.
- [35] CARMAN, A. et MILBURN, P. (2006). Determining rigid body transformation parameters from ill-conditioned spatial marker coordinates. *Journal of Biomechanics*, 39(10):1778–1786.
- [36] CASH, J. R. et KARP, A. H. (1990). A variable order runge-kutta method for initial value problems with rapidly varying right-hand sides. *ACM Transactions on Mathematical Software (TOMS)*, 16(3):201–222.
- [37] CEREATTI, A., CAMOMILLA, V. et CAPPOZZO, A. (2004). Estimation of the centre of rotation : a methodological contribution. *Journal of Biomechanics*, 37(3):413–416.

- [38] CERVERI, P., PEDOTTI, A. et FERRIGNO, G. (2003). Robust recovery of human motion from video using kalman filters and virtual humans. *Human Movement Science*, 22(3):377–404.
- [39] CERVERI, P., PEDOTTI, A. et FERRIGNO, G. (2005). Kinematical models to reduce the effect of skin artifacts on marker-based human motion estimation. *Journal of Biomechanics*, 38(11):2228–2236.
- [40] CHALLIS, J. (1995a). An examination of procedures for determining body segment attitude and position from noisy biomechanical data. *Medical Engineering & Physics*, 17(2):83–90.
- [41] CHALLIS, J. H. (1995b). A procedure for determining rigid body transformation parameters. *Journal of Biomechanics*, 28(6):733–737.
- [42] CHANG, L. Y. et POLLARD, N. S. (2007). Constrained least-squares optimization for robust estimation of center of rotation. *Journal of Biomechanics*, 40(6):1392–1400.
- [43] CHENG, K. B. et HUBBARD, M. (2004). Optimal jumping strategies from compliant surfaces : A simple model of springboard standing jumps. *Human Movement Science*, 23(1):35–48.
- [44] CHENG, K. B. et HUBBARD, M. (2008). Role of arms in somersaulting from compliant surfaces : A simulation study of springboard standing dives. *Human Movement Science*, 27(1):80–95.
- [45] CHÈZE, L., FREGLY, B. et DIMNET, J. (1998). Determination of joint functional axes from noisy marker data using the finite helical axis. *Human Movement Science*, 17(1):1–15.
- [46] CIZERON, M. (2009). La croyance comme point d’appui à l’action. *Revue d’anthropologie des connaissances*, 3(1):149–170.

- [47] CIZERON, M. et GAL-PETITFAUX, N. (2002). Croyances factuelles et croyances représentationnelles en enseignement scolaire de la gymnastique. *Staps*, 59(3):43–56.
- [48] CLAUSER, C., MCCONVILLE, J. et YOUNG, J. (1969). Weight, volume, and center of mass of segments of the human body. Rapport technique, AMRL.
- [49] CRAWFORD, L. et SASTRY, S. (1995). Biological motor control approaches for a planar diver. In *Decision and Control, 1995., Proceedings of the 34th IEEE Conference on*, volume 4, pages 3881–3886.
- [50] CUADRADO, J., CARDENAL, J. et BAYO, E. (1997). Modeling and solution methods for efficient real-time simulation of multibody dynamics. *Multibody System Dynamics*, 1(3):259–280.
- [51] CUK, I., ATIKOVIC, A. et TABAKOVIC, M. (2009). Tkachev salto on high bar. *Science of Gymnastics Journal*, 1:5–13.
- [52] DAPENA, J. (1981). Simulation of modified human airborne movements. *Journal of Biomechanics*, 14:81–89.
- [53] DAVIS, R., OUNPUU, S., TYBURSKI, D. et GAGE, J. (1991). A gait analysis data collection and reduction technique. *Human Movement Science*, 10:575–587.
- [54] DÉCATOIRE, A. (2004). *Analyse tridimensionnelle de la gestion des mouvements vrillés en gymnastique. La simulation : vers un outil de formation des entraîneurs en activités acrobatiques*. Thèse de doctorat, Université de Poitiers.
- [55] DE LEVA, P. (1996). Adjustments to zatsiorsky-seluyanov’s segment inertia parameters. *Journal of Biomechanics*, 29:1223–1230.
- [56] DEGROOTE, F., LAET, T. D., JONKERS, I. et SCHUTTER, J. D. (2008). Kalman smoothing improves the estimation of joint kinematics and kinetics in marker-based human gait analysis. *Journal of Biomechanics*, 41(16):3390–3398.

- [57] DEMPSTER, W. (1955). Space requirements of the seated operator. Rapport technique, USAF, WADC.
- [58] DIEHL, M., BOCK, H. G., DIEDAM, H. et WIEBER, P.-B. (2006). Fast direct multiple shooting algorithms for optimal robot control. *In Fast motions in biomechanics and robotics*, pages 65–93. Springer.
- [59] DORMAND, J., LOCKYER, M., MCGORRIGAN, N. et PRINCE, P. (1989). Global error estimation with runge-kutta triples. *Computers & Mathematics with Applications*, 18(9):835–846.
- [60] DURAND, M., HAUW, D., LEBLANC, S., SAURY, J. et SÈVE, C. (2005). Analyse de l’activité et entraînement en sport de haut niveau. *Education permanente*, 161:54–68.
- [61] EAVES, G. (1960). Theory and the diving teacher. *Swimming Times*, 37:18–20.
- [62] EHRIG, R. M., TAYLOR, W. R., DUDA, G. N. et HELLER, M. O. (2006). A survey of formal methods for determining the centre of rotation of ball joints. *Journal of Biomechanics*, 39(15):2798–2809.
- [63] ENNIS, C. D. (1994). Knowledge and beliefs underlying curricular expertise. *Quest*, 46(2):164–175.
- [64] ERDMANN, W. et GOS, T. (1990). Density of trunk tissues of young and medium age people. *Journal of biomechanics*, 23(9):945–947.
- [65] FEATHERSTONE, R. (2008). *Rigid body dynamics algorithms*, volume 49. Springer Berlin.
- [66] FEATHERSTONE, R. et ORIN, D. (2000). Robot dynamics : Equations and algorithms. *In Robotics and Automation, 2000. Proceedings. ICRA’00. IEEE International Conference*, volume 1, pages 826–834.
- [67] Fédération Internationale de NATATION, F. (2009). FINA table of degree of difficulty.

- [68] FELIS, M. L., MOMBAUR, K., KADONE, H. et BERTHOZ, A. (2013). Modeling and identification of emotional aspects of locomotion. *Journal of Computational Science*, 4(0):255–261.
- [69] FOHANNO, V. (2011). *Contribution à l'estimation de la cinématique articulaire par des méthodes numériques d'optimisation. Application à la gestuelle du kayakiste*. Thèse de doctorat, Université de Poitiers.
- [70] FOHANNO, V., BEGON, M., LACOUTURE, P. et COLLOUD, F. (2013). Estimating joint kinematics of a whole body chain model with closed-loop constraints. *Multibody System Dynamics*, -:1–17.
- [71] FOHANNO, V., COLLOUD, F., BEGON, M. et LACOUTURE, P. (2010). Estimation of the 3D kinematics in kayak using an extended kalman filter algorithm : a pilot study. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 13:55–56.
- [72] FORRESTER, S. E. et PAIN, M. T. G. (2010). A combined muscle model and wavelet approach to interpreting the surface emg signals from maximal dynamic knee extensions. *Journal of Applied Biomechanics*, 26(1):62–72.
- [73] GAL-PETITFAUX, N. (2012). Enseigner la gymnastique, entre significations culturelles et maîtrise gestuelle : une question de conception de la technique. *Revue e-Journal de la Recherche sur l'Intervention en Éducation Physique et Sport*, 25:132–147.
- [74] GAMAGE, S. S., UDUGAMA, H. et LASENBY, J. (2002). New least squares solutions for estimating the average centre of rotation and the axis of rotation. *Journal of Biomechanics*, 35(1):87–93.
- [75] GOIRAND, P. (1996). Evolution historique des objets techniques en gymnastique. *Techniques sportives et culture scolaire*, -:99–144.
- [76] GRIEVE, D. W., MILLER, D. I., MITCHELSON, D., PAUL, J. et SMITH, A. (1975). *Techniques for the analysis of human movement*. Lepus Books.

- [77] GROOD, E. S. et SUNTAY, W. J. (1983). A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions : Application to the knee. *Journal of Biomechanical Engineering*, 105(2):136–144.
- [78] HALVORSEN, K. (2003). Biais compensated least square estimate of the center of rotation. *Journal of Biomechanics*, 36:999–1008.
- [79] HALVORSEN, K., LESSER, M. et LUNDBERG, A. (1999). A new method for estimating the axis of rotation and the center of rotation. *Journal of Biomechanics*, 32(11):1221–1227.
- [80] HALVORSEN, K., SÖDERSTRÖM, T., STOKES, V. et LANSHAMMAR, H. (2005). Using an extended kalman filter for rigid body pose estimation. *Journal of biomechanical engineering*, 127(3):475–483.
- [81] HANAVAN, P. (1964). A mathematical model of human body. In AEROSPACE MEDICAL RESEARCH LABORATORY REPORT, éditeur : *Wright Patterson Air Force Base*, Ohio.
- [82] HATZE, H. (1980). A mathematical model for the computational determination of parameter values of anthropomorphic segments. *Journal of Biomechanics*, 13(10):833–843.
- [83] HATZE, H. (1981). The use of optimally regularized fourier series for estimating higher-order derivatives of noisy biomechanical data. *Journal of Biomechanics*, 14(1):13–18.
- [84] HILEY, M. et YEADON, M. (2001). Swinging around the high bar. *Physics Education*, 36(1):14–17.
- [85] HILEY, M. et YEADON, M. (2003). Optimum technique for generating angular momentum in accelerated backward giant circles prior to a dismount. *Journal of Applied Biomechanics*, 19:119–130.

- [86] HILEY, M. et YEADON, M. (2005). The margin force error when releasing the asymmetric bars for dismounts. *Journal of Applied Biomechanics*, 21:223–235.
- [87] HILEY, M. J. (2012). Incorporating aspects of motor control in the optimisation of human performance. *Movement & Sport Sciences*, 1(75):49–57.
- [88] HILEY, M. J. et M.R., Y. (2007). Optimization of backward giant circle technique on the asymmetric bars. *Journal of Applied Biomechanics*, 23(4):300–308.
- [89] HILEY, M. J. et YEADON, M. R. (2011). Achieving consistent performance in a complex whole body movement : The tkatchev on high bar. *Human Movement Science*, 31(4):834–843.
- [90] HILEY, M. J. et YEADON, M. R. (2013). Investigating optimal technique in a noisy environment : Application to the upstart on uneven bars. *Human Movement Science*, 32(1):181–191.
- [91] HILL, A. (1938). The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. *In The Royal Society of London. Series B, Biological Sciences*.
- [92] HOUCQUE, D. (2008). Applications of matlab : Ordinary differential equations (ODE). Rapport technique, Northwestern University.
- [93] HREBICEK, J. (2008). Modelling with maple and maplesim. *Journal of Applied Mathematics*, 1:227–240.
- [94] HUCHEZ, A. (2013). *Étude de la gestion et du contrôle de l’inertie lors de la réalisation d’une tache acrobatique complexe en gymnastique*. Thèse de doctorat, Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambrésis.
- [95] HUXLEY, A. (1958). Muscle structure and theories of contraction. *Progress in Biophysical Chemistry*, 7:255–318.

- [96] JACKSON, M. (2010). *The Mechanics of the Table Contact Phase of Gymnastics Vaulting*. Thèse de doctorat, Loughborough University.
- [97] JACKSON, M., BENKHEMIS, I., BEGON, M., SARDAIN, P., VALLÉE, C. et LACOURTURE, P. (2011). Identifying the criterion spontaneously minimized during the take-off phase of a sub-maximal long jump through optimal synthesis. *Multibody System Dynamics*, 28:225–237.
- [98] JESSOP, D. (2011). *Computer simulation of the sprint start*. Thèse de doctorat, Loughborough University.
- [99] JESSOP, D.M; Pain, M. (2007). An angle-driven model of the sprint start. *Journal of Biomechanics*, 40:782.
- [100] JULLY-LOTZ, P., D. R. D. (1998). Evolution de la gymnastique au sol féminine et impulsion bras. *Gym Technic*, 24:27–31.
- [101] KANJANAPAN, S. (2011). The development of nonlinear model reference pid controlle for a bipedal robot. *Journal of Computer Science, Informatics & Electrical Engineering*, 3.
- [102] KING, M. et YEADON, M. (2003). Coping with perturbations to a layout somersault in tumbling. *Journal of Biomechanics*, 36(7):921–927.
- [103] KING, M. A. et YEADON, M. (2002). Determining subject-specific torque parameters for use in a torque-driven simulation model of dynamic jumping. *Journal of Applied Biomechanics*, 18:207–217.
- [104] KING, M. A., YEADON, M.R. Hiley, M. et KERWIN, D. (1999). A two-segment simulation model of long horse vaulting. *Journal of Sports Sciences*, 17(4):313–324.
- [105] KING, M. A. et YEADON, M. R. (2004). Maximising somersault rotation in tumbling. *Journal of Biomechanics*, 37(4):471–477.

- [106] KING, M. A. et YEADON, M. R. (2005). Factors influencing performance in the hecht vault and implications for modelling. *Journal of Biomechanics*, 38(1):145–151.
- [107] KINGMA, I., TOUSSAINT, H. M., LOOZE, M. P. D. et DIEEN, J. H. V. (1996). Segment inertial parameter evaluation in two anthropometric models by application of a dynamic linked segment model. *Journal of Biomechanics*, 29(5):693–704.
- [108] KOSCHORRECK, J. et MOMBAUR, K. (2012). Modeling and optimal control of human platform diving with somersaults and twists. *Optimization and Engineering*, 13:29–56.
- [109] KWON, Y. (2001). Experimental simulation of an airborne movement : Applicability of the body segment parameter estimation methods. *Journal of Applied Biomechanics.*, 17:232–240.
- [110] LARIVIÈRE, C. et GAGNON, D. (1999). The influence of trunk modelling in 3d biomechanical analysis of simple and complex lifting tasks. *Clinical Biomechanics*, 14(7):449–461.
- [111] LEARDINI, A., CAPPOZZO, A., CATANI, F., TOKSVIG-LARSEN, S., PETITTO, A., SFORZA, V., CASSANELLI, G. et GIANNINI, S. (1999). Validation of a functional method for the estimation of hip joint centre location. *Journal of Biomechanics*, 32(1):99–103.
- [112] LEARDINI, A., CHIARI, L., CROCE, U. D. et CAPPOZZO, A. (2005). Human movement analysis using stereophotogrammetry : Part 3. soft tissue artifact assessment and compensation. *Gait & Posture*, 21(2):212–225.
- [113] LEOEUF, F., BESSONNET, G., SEGUIN, P. et LACOUTURE, P. (2006). Energetic versus sthenic optimality criteria for gymnastic movement synthesis. *Multibody System Dynamics*, 16:213–236.
- [114] LEGNANI, G., CASOLO, F., RIGHETTINI, P. et ZAPPA, B. (1996). A homogeneous matrix approach to 3D kinematics and dynamics. *Mechanism and Machine Theory*, 31(5):573–587.

- [115] LEMPEREUR, M., LEBOEUF, F., BROCHARD, S., ROUSSET, J., BURDIN, V. et RÉMY-NÉRIS, O. (2010). In vivo estimation of the glenohumeral joint centre by functional methods : Accuracy and repeatability assessment. *Journal of Biomechanics*, 43(2):370–374.
- [116] LIU, Z. et COHEN, M. F. (1994). Decomposition of linked figure motion : Diving. *In 5th Eurographics Workshop on Animation and Simulation*.
- [117] LOUVEAUX, Q. (2009). Introduction aux méthodes numériques. Rapport technique, Université de Liège, Faculté des Sciences Appliquées.
- [118] LU, T.-W. et OCONNOR, J. (1999). Bone position estimation from skin marker co-ordinates using global optimisation with joint constraints. *Journal of biomechanics*, 32(2):129–134.
- [119] MCCONVILLE, J., CHURCHILL, T. et KALEPS, I. (1980). Anthropometric relationship of body and body segments moments of inertia. Aerospace Medical Research Laboratory Report.
- [120] MCCORMICK, G. (1954). A kinesiological study of four divers executing the full twisting forward one and one-half somersault. Mémoire de D.E.A., University of Southern California, Los Angeles, CA.
- [121] MCDONALD, D. (1961). How does a man twist in the air? *New Scientist*, 10:501–503.
- [122] MESKERS, C. G. M., FRATERMAN, H., van der HELM, F. C. T., VERMEULEN, H. M. et ROZING, P. M. (1999). Calibration of the flock of birds; electromagnetic tracking device and its application in shoulder motion studies. *Journal of Biomechanics*, 32(6):629–633.
- [123] MILLER, D. (1971). *A computer simulation of the airborne phase of diving*. Thèse de doctorat, Pennsylvania State University.

- [124] MILLER, D. et MUNRO, C. (1984). Body segment contributions to height achieved during the flight of a springboard dive. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 16:234–242.
- [125] MILLER, D. et NELSON, R. (1973). Biomechanics of sports : a research approach. Lea & Febiger : Baltimore.
- [126] MILLER, D., OSBORNE, M. et JONES, I. (1998). Springboard oscillation during hurdle flight. *Journal of Sports Sciences*, 16:571–583.
- [127] MILLER, D. et SPRIGINGS, E. (2001). Factors influencing the performance of springboard dives of increasing difficulty. *Journal of Applied Biomechanics*, 17:217–231.
- [128] MILLS, C., PAIN, M. T. et YEADON, M. R. (2008). The influence of simulation model complexity on the estimation of internal loading in gymnastics landings. *Journal of Biomechanics*, 41(3):620–628.
- [129] MILLS, C., PAIN, T. et YEADON, M. (2009). Reducing ground reaction forces in gymnastics landings may increase internal loading. *Journal of Biomechanics*, 42(6):671–678.
- [130] MOMBAUR, K., S. T. (2012). Numerical optimization as a tool for sports science. *Movement & Sport Sciences*, 1:7–18.
- [131] MONNET, T. (2007). *Contribution à l'identification des paramètres inertiels segmentaires des segments du corps humain*. Thèse de doctorat, Université de Poitiers.
- [132] MONNET, T., BEGON, M., VALLÉE, C., LACOUTURE, P. *et al.* (2009). *Improvement of the input data in biomechanics : kinematic and body segment inertial parameters*, chapitre 15, pages 353–385. Biomechanics : Principles, Trends and Applications.
- [133] MONNET, T., DESAILLY, E., BEGON, M., VALLÉE, C. et LACOUTURE, P. (2007). Comparison of the SCoRE and HA methods for locating in vivo the glenohumeral joint centre. *Journal of Biomechanics*, 40(15):3487–3492.

- [134] MOOD, D. (1968). A mechanical analysis of six twisting dives. Mémoire de D.E.A., University of Iowa, Iowa City.
- [135] MOOREHEAD, J., MONTGOMERY, S. et HARVEY, D. (2003). Instant center of rotation estimation using the reuleaux techniques and a lateral extrapolation technique. *Journal of Biomechanics*, 36:1301–1307.
- [136] MURTHY, N. et KEERTHI, S. (1993). Optimal control of a somersaulting platform diver : a numerical approach. *In Robotics and Automation, 1993. Proceedings., 1993 IEEE International Conference*, pages 1013–1018.
- [137] PAJARES, M. F. (1992). Teachers’ beliefs and educational research : Cleaning up a messy construct. *Review of educational research*, 62(3):307–332.
- [138] PANDY, M. G., ZAJAC, F. E., SIM, E. et LEVINE, W. S. (1990). An optimal control model for maximum-height human jumping. *Journal of Biomechanics*, 23(12):1185–1198.
- [139] PANJABI, M. (1979). Validation of mathematical models. *Journal of Biomechanics*, 12:238.
- [140] PIAZZA, S. J., OKITA, N. et CAVANAGH, P. R. (2001). Accuracy of the functional method of hip joint center location : effects of limited motion and varied implementation. *Journal of Biomechanics*, 34(7):967–973.
- [141] PIKE, N. (1980). *Computer simulation of a forward, full twisting dive in layout position*. Thèse de doctorat, Pennsylvania State University, State College, PA.
- [142] PLAGENHOEF, S. (1968). Computer programs for obtaining kinetic data on human movement. *Journal of Biomechanics*, 1(3):221–234.
- [143] POLLOCK, C., JENKYN, T., JONES, I., IVANOVA, T. et GARLAND, S. (2009). Electromyography and kinematics of the trunk during rowing in elite female rowers. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 41:628–638.

- [144] PRESS, W., TEUKOLSKY, S., VETTERLING, W. et FLANNERY, B. (1991). *Numerical Recipes*. Cambridge University Press.
- [145] RACKHAM, G. (1960). The origin of twist. *Swimming Times*, 37:116–118.
- [146] RACKHAM, G. (1970). The fascinating world of twist : Twist by somersault transfer. *Swimming Times*, 47:263–267.
- [147] REULEAUX, F. (1876). *The kinematics of machinery : outlines of a theory of machines*. Macmillan, London.
- [148] RICHARDS, J. G. (1999). The measurement of human motion : A comparison of commercially available systems. *Human Movement Science*, 18(5):589–602.
- [149] ROLLAND, C., CIZERON, M. *et al.* (2011). Comprendre et intervenir : les connaissances des entraîneurs experts en gymnastique. *@ctivités*, 8(2):53–76.
- [150] SAIDOUNI, T. et BESSONNET, G. (2003). Generating globally optimised sagittal gait cycles of a biped robot. *Robotica*, 21(2):199–210.
- [151] SEIDEL, G., MARCHINDA, D., DIJKERS, M. et SOUTAS-LITTLE, R. (1995). Hip joint center location from palpable bony landmarks - a cadaver study. *Journal of biomechanics*, 28(8):995–998.
- [152] SEIREG, A., A. R. J. (1973). A mathematical model for evaluation of forces in lower extremities of the musculo-skeletal system. *Journal of Biomechanics*, 6:313–326.
- [153] SHAMPINE, L. (2005). Error estimation and control for odes. *Journal of Scientific Computing*, 25(1):3–16.
- [154] SINCLAIR, P., WALKER, C. et RICKARDS, T. (2012). Kinematic determinants of dive height in springboard diving. *Movement & Sport Sciences*, 75:107–112.
- [155] SODERKVIST, I. et WEDIN, P.-A. (1993). Determining the movements of the skeleton using well-configured markers. *Journal of Biomechanics*, 26(12):1473–1477.

- [156] SPÄGELE, T., KISTNER, A. et GOLLHOFER, A. (1999). Modelling, simulation and optimisation of a human vertical jump. *Journal of Biomechanics*, 32(5):521–530.
- [157] SPRIGINGS, E. et MILLER, D. (2004). Optimal knee extension timing in springboard and platform dives from the reverse group. *Journal of Applied Biomechanics*, 20:275–290.
- [158] SPRIGINGS, E. et YEADON, M. (1997). An insight into the reversal of rotation in the hecht vault. *Human Movement Science*, 16(4):517–532.
- [159] STOKDIJK, M., NAGELS, J. et ROZING, P. M. (2000). The glenohumeral joint rotation centre in vivo. *Journal of Biomechanics*, 33(12):1629–1636.
- [160] SUTHERLAND, D. (2002). The evolution of clinical gait analysis : Part {II} kinematics. *Gait & Posture*, 16(2):159–179.
- [161] TRAVIS, D. (1968). A theory of rapid multiple twisting in diving.
- [162] TRUDEL, P. et GILBERT, W. (2006). Coaching and coach education. *Handbook of physical education*, -:516–539.
- [163] VAN GHELUWE, B. (1978). *Computerized three-dimensional cinematography for any arbitrary camera setup*, chapitre VI, pages 343–348. Baltimore : University Park Press.
- [164] VAN GHELUWE, B. (1981). A biomechanical simulation model for airborne twist in backward somersaults. *Journal of Human Movement Studies*, 7:1–22.
- [165] VEEGER, H. et YU, B. (1996). Orientation of axes in the elbow and forearm for biomechanical modelling. In *Biomedical Engineering Conference, 1996., Proceedings of the 1996 Fifteenth Southern*, pages 377–380.
- [166] VEEGER, H. E. J. (2000). The position of the rotation center of the glenohumeral joint. *Journal of Biomechanics*, 33(12):1711–1715.

- [167] WERTHNER, P. et TRUDEL, P. (2006). A new theoretical perspective for understanding how coaches learn to coach. *Sport psychologist*, 20(2):198.
- [168] WIEBER, P.-B. (2000). *Modélisation et commande d'un robot marcheur anthropomorphe*. Thèse de doctorat, École des Mines de Paris.
- [169] WILSON, C., KING, M. A. et YEADON, M. R. (2006). Determination of subject-specific model parameters for visco-elastic elements. *Journal of Biomechanics*, 39(10):1883–1890.
- [170] WINTER, D. (1990). *Biomechanics and motor control of human movement*. 2nd edition, New York.
- [171] WINTER, F. (1966). A photographic analysis of selected twisting dives. Mémoire de D.E.A., Springfield College, Springfield, MA.
- [172] WOLTRING, H. (1990). Data processing and error analysis. In Cappozzo & Berme.
- [173] WOLTRING, H., HUISKES, R., LANGE, A. et VELDPAUS, F. (1985). Finite centroid helical axis estimation from noisy landmark measurements in the study of human joint kinematics. *Journal of Biomechanics*, 18:379–389.
- [174] WOOD, G. et JENNINGS, L. (1979). On the use of spline functions for data smoothing. *Journal of Biomechanics*, 12:477–479.
- [175] WOOTEN, W. et HODGINS, J. (1995). Simulation of human diving. *In Graphics Interface*.
- [176] WOOTEN, W. L. et HODGINS, J. K. (1996). Animation of human diving. *Computer Graphics Forum*, 15(1):3–13.
- [177] WU, G., SIEGLER, S., ALLARD, P., KIRTLEY, C., LEARDINI, A., ROSENBAUM, D., WHITTLE, M., D'LIMA, D. D., CRISTOFOLINI, L., WITTE, H., SCHMID, O. et STOKES, I. (2002). ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various

- joints for the reporting of human joint motion - part i : ankle, hip, and spine. *Journal of Biomechanics*, 35(4):543–548.
- [178] WU, G., van der HELM, F. C., VEEGER, H. D., MAKHSOUS, M., ROY, P. V., ANGLIN, C., NAGELS, J., KARDUNA, A. R., MCQUADE, K., WANG, X., WERNER, F. W. et BUCHHOLZ, B. (2005). ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion - part ii : shoulder, elbow, wrist and hand. *Journal of Biomechanics*, 38(5):981–992.
- [179] YEADON, M. (1984). *The Mechanics of Twisting Somersaults*. Thèse de doctorat, Loughborough University of Technology.
- [180] YEADON, M. (1990a). The simulation of aerial movement-i. the determination of orientation angles from film data. *Journal of Biomechanics*, 23(1):59–66.
- [181] YEADON, M. (1990b). The simulation of aerial movement-ii. a mathematical inertia model of the human body. *Journal of Biomechanics*, 23(1):67–74.
- [182] YEADON, M. (1990c). The simulation of aerial movement-iii. the determination of the angular momentum of the human body. *Journal of Biomechanics*, 23(1):75–83.
- [183] YEADON, M. (1993a). The biomechanics of twisting somersaults part i : Rigid body motions. *Journal of Sports Sciences*, 11(3):187–198.
- [184] YEADON, M. (1993b). The biomechanics of twisting somersaults part iii : Aerial twist. *Journal of Sports Sciences*, 11(3):209–218.
- [185] YEADON, M., ATHA, J. et HALES, F. (1990). The simulation of aerial movement-iv. a computer simulation model. *Journal of Biomechanics*, 23(1):85–89.
- [186] YEADON, M., KONG, P. et KING, M. A. (2006). Parameter determination for a computer simulation model of a diver and a springboard. *Journal of Applied Biomechanics*, 22 (3):167–176.

- [187] YEADON, M.R. & King, M. (2002). Evaluation of a torque driven simulation model of tumbling. *Journal of Applied Biomechanics*, 18:195–206.
- [188] YEADON, M.R. and King, M. (2008). *Biomechanical Evaluation of Movement in Sport and Exercise : The British Association of Sport and Exercise Sciences Guidelines*, chapitre 9 : Computer simulation modelling in sport, pages 176–205. Psychology Press.
- [189] YEADON, M. R. (2012). The limits of aerial twisting techniques in the aerials event of freestyle skiing. *Journal of Biomechanics*, 46(5):1008–1013.
- [190] YEADON, M. R. et KNIGHT, J. P. (2012). A virtual environment for learning to view during aerial movements. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 15(9):919–924.
- [191] ZATSIORSKY, V. et SELUYANOV, V. (1985). Estimation of the mass and inertia characteristics of the human body by means of the best predictive regressions equations. *Biomechanics*, 9:233–239.
- [192] ZHAO, P. (2004). Animation palette : an interface for prototyping dynamic aerial motions. Mémoire de D.E.A., University of British Columbia.
- [193] ZHAO, P. et van de PANNE, M. (2005). User interfaces for interactive control of physics-based 3d characters. *In Proceedings of the 2005 symposium on Interactive 3D graphics and games*, pages 87–94. ACM.

Annexes

Annexe I

Le code de classification des plongeurs

Chaque plongeur est défini par un code basé sur une notation particulière.¹ Le premier nombre du code est associé au groupe de plongeur. Les quatre premiers groupes sont déterminés par le sens du départ et de la rotation, soit avant, arrière, renversé ou retourné et les deux autres caractérisent une particularité des quatre premiers, soit la présence de vrille ou un départ à partir d'un appui tendu renversé. Pour les deux derniers groupes, le code comporte un nombre supplémentaire associé au groupe puisque le nombre 5 ou 6 se place devant celui associé au groupe 1 à 4. Les nombres de saltos et de vrilles sont exprimés en demi-tours et constitue le nombre venant après le groupe dans le code. Ensuite, la position est exprimée au moyen d'une lettre et peut être de quatre types, soit tendu (A), carpé (B), groupé (C) et libre (D). En position tendue, le corps est droit et seul les bras peuvent changer de position. En position carpée, le corps est fléchi au niveau des hanches. En position groupée, les hanches et les genoux de l'athlète sont en flexion. La dernière position est dite «libre» et constitue une combinaison des trois autres et est utilisée surtout lors des plongeurs avec vrilles. Par exemple, les codes correspondant à un salto et demi avant groupé et à un salto et demi arrière avec une vrille sont respectivement 103C et 5232D.

1. La signification des numéros est détaillée dans le document «Guide aux spectateurs» disponibles sur le site internet de Plongeur Canada : www.diving.ca

Annexe II

Les documents de formation des entraîneurs

Note : Les images et vidéos présentes dans les versions *Power Point* ont été retirées de ces documents.

Bienvenue à tous !

Avant de commencer...

- Présentation
- Merci !
- Collaboration CNMM et UdeM
- Notions de biomécanique
- Logiciel de simulation
- Discussion et partage des connaissances
- 9h à 11h30... Questions à la fin



Université 
de Montréal

MÉCANIQUE DES SALTOS VRILLÉS

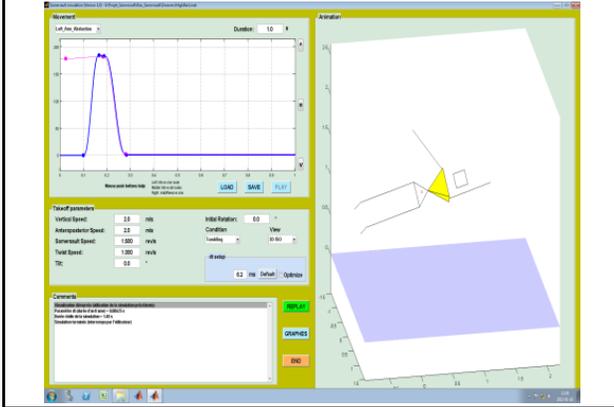
Partie 1 : Principes de base de la
phase aérienne

Mickael Begon, Jonathan Tremblay,
Ariane Rousseau, Diane Haering

Plan de la séance

1. Simulateur d'acrobaties aériennes
2. Quiz :
 - 30 questions / 30 minutes
 - 1 minute par question !
3. Principes de base de la phase aérienne:
 - 3.1. Phase d'impulsion
 - 3.2. Phase de vol
4. Vrille aérienne

1. Simulateur d'acrobaties aériennes



3.1. Principes de base de la phase d'impulsion: création de la rotation

Levier : blocage du mouvement des pieds tandis que le reste du corps continue à se déplacer.
 → Exclusivement avec course d'élan!

Poussée excentrée : l'orientation de la poussée distante du centre de gravité permet également la création de la rotation.

Mise en **rotation des extrémités** éloignées.

→ Principalement de l'arrêt ou avec vitesse verticale

Maximiser la rotation pendant l'impulsion.

Avec course :

Vitesse → Le facteur le plus influent.

Sur place :

Technique → Plus de gesticulation, plus grande amplitude des bras et du tronc.

Puissance → Vitesse associée au changement de position
→ Intensité de la force de réaction excentrée.

3.2. Principes de base de la phase aérienne : conservation du mouvement

Quantité de mouvement linéaire constante

- Vitesse horizontale constante
- Accélération verticale constante négative = gravité
- La trajectoire dépend des vitesse et position initiales.

Quantité de rotation constante

Exercice 1 : 1.1. Diving10mLong.met

- Sur un exemple de plongeon trop long, quel(s) paramètre(s) permettrai(en)t au plongeur de 10 m d'arriver dans l'eau environ 3 mètres en avant de la plateforme?

→ Trajectoire parabolique

En l'air, la trajectoire du centre de masse du corps ne peut être modifiée tant qu'aucune autre force extérieure n'est créée!!

→ Quantité de rotation constante

En l'air, aucune rotation du corps autour de son centre de masse ne peut être arrêtée!!

Exercice 2 : 1.2. Trampo_TripleAvantDemi.mat

- Un trampoliniste travaille le triple salto avant avec $\frac{1}{2}$ vrille, jusqu'à quel moment peut-il finalement décider de ne faire que deux rotations?

Exercice 3 : 1.3. SeutDroit.mat

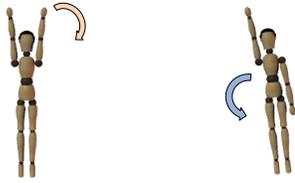
- Peut-on déclencher une rotation transversale pendant un saut vertical en:
 - Fléchissant le buste et les bras vers l'avant?
 - Fléchissant les bras vers l'avant pour les rapprocher du corps?

En l'air, aucune rotation du corps autour de son centre de masse ne peut être créée non plus!!

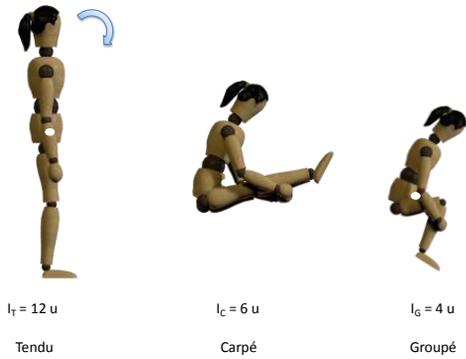
Contribution/Compensation des segments en rotation

Moments cinétiques segmentaires : La quantité de rotation du corps est égale à la somme de la quantité de rotation de tous les segments du corps.

La rotation d'un bras dans un sens entraine l'inclinaison du corps dans le sens opposé.

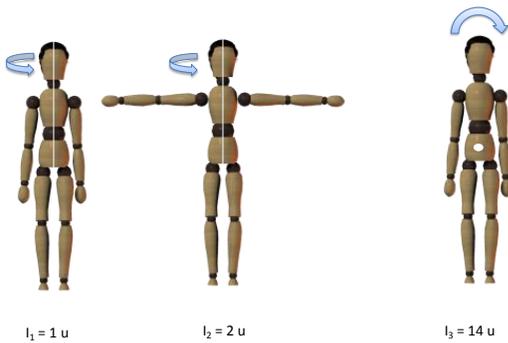


Axe médio-latéral



Axe longitudinal

Axe antéro-postérieur



Exercice 4 : 1.4. Tendu1Seconde.mat

- En modifiant la position tendue par combien multiplie-t-on le nombre de rotation:
 - En montant les bras aux oreilles?
 - En carpant ?
 - En groupant ?

Exercice 5 : 1.5. Tumbling_TenduTombeDos.mat

- Lorsqu'un gymnaste au sol est capable de réaliser un salto arrière corps tendu tombé sur le dos, est-il capable de réaliser un double arrière groupé avec les mêmes conditions de décollage?

Maximiser la rotation avant le vol

Mettre en rotation tous les segments dans la même direction, car des moments cinétiques segmentaires en sens opposé s'annulent.

Donner une grande vitesse aux segments distaux, car leur moment d'inertie est plus grand donc leur contribution au moment cinétique global est plus importante.

Maximiser la vitesse de rotation en vol

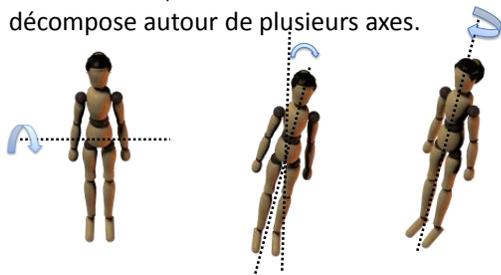
En l'air la vitesse de rotation peut quand même être modifiée :

On accélère en **rapprochant** les segments du centre de masse du corps.

On ralentit en **éloignant** les segments du centre de masse du corps.

4. Vrilles aériennes

Tilt : Le mouvement des bras entraîne une inclinaison du corps par rapport à son axe de rotation initial, de ce fait la rotation se décompose autour de plusieurs axes.



Exercice 6 : 1.6. SautDroitAvecBras.mat

- Lors d'un saut vertical avec abduction du bras droit puis du bras gauche, quelle(s) condition(s)
- permet(tent) de déclencher une vrille aérienne:
 - Plus de vitesse au décollage?
 - De la rotation transversale au décollage?
 - Une inclinaison latérale du corps au décollage?
 - Une flexion du buste en l'air?
- ... Pourquoi?

Exercice 7 : 1.7. Tumbling_Tendusimple.mat

- Lors d'un salto arrière tendu, combien de rotation en vrille peut-on ajouter seulement en fléchissant les bras l'un après l'autre?
- Quelle autre modification faut-il ajouter pour compléter la vrille (à 10° près)?
 - La vitesse verticale initiale?
 - La vitesse horizontale initiale?
 - La quantité de rotation en salto initiale?

Stabilité : La rotation autour de l'axe médio-latéral (axe de moment d'inertie intermédiaire) est instable, c-à-d que la rotation va avoir tendance à se transférer autour des deux autres axes.

Peu de "tilt" est nécessaire pour ajouter une vrille sur un double salto arrière tendu

Un mouvement compensatoire est indispensable pour stabiliser la rotation transversale et empêcher l'apparition de vrille ou d'oscillation indésirable.

Exercice 8 : 1.8. Ski_DoubleArriereTendu.mat

- Lors d'un double arrière tendu quels ajustements peuvent empêcher la rotation en vrille (inférieur à 10°)?
- Adduction des bras ensemble ou décalés?
- Flexion des bras en avant ensemble ou décalés?
- Flexion et/ou extension des hanches?

Merci !!!

- Questions ???
- À très bientôt !



MÉCANIQUE DES SALTOS VRILLÉS
Partie 2 : Les modes de vrille alternatifs

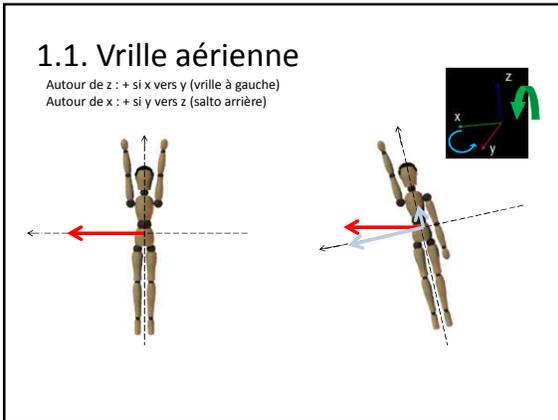
Mickael Begon, Jonathan Tremblay, Ariane
Rousseau, Diane Haering.

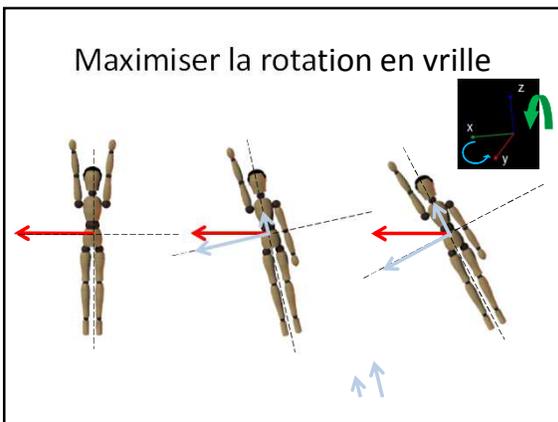
Plan de la séance

1. Retour sur la partie 1
 - 1.1. retour sur la vrille aérienne
 - 1.2. retour sur la stabilité
2. Modes de salto
 - 2.1. mode de vrille
 - 2.2. mode d'oscillation
3. Différents types de vrille
 - 3.1. vrille aérienne (déjà abordée)
 - 3.2. vrille de contact
 - 3.3. vrille de chat
 - 3.4. combinaison de techniques
4. Quiz

1.1. Vrille aérienne (bref retour)

- Un mouvement des bras entraîne une inclinaison du corps. Pourquoi ?
- Nécessite rotation en salto. Pourquoi ?
- Comment vriller plus ?

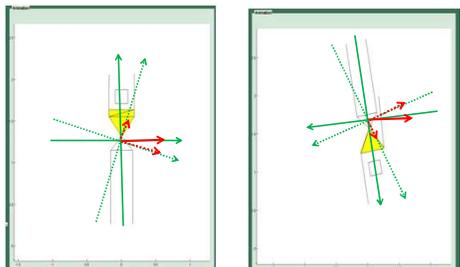




Exercice 1: [2.1.Tumbling_VrilleSimple.mat](#)

- Quel nombre de vrilles aériennes maximum est-il possible de réaliser au cours d'un simple salto arrière tendu? (sans rotation initiale en vrille)

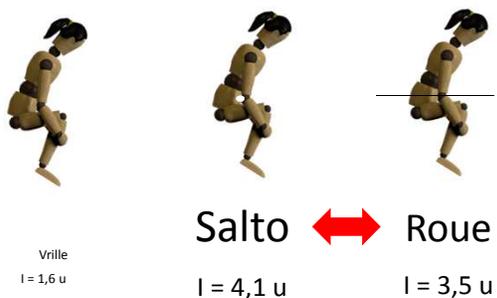
Explications de la vrille aérienne...

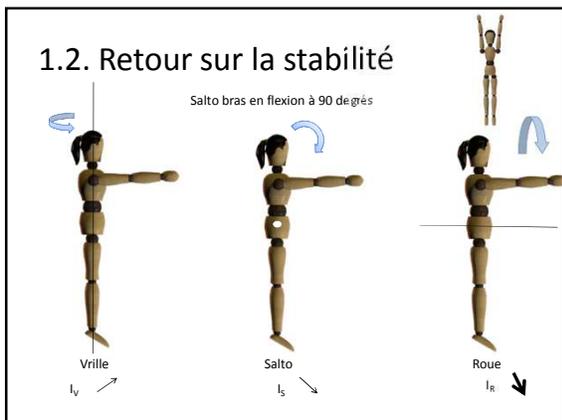


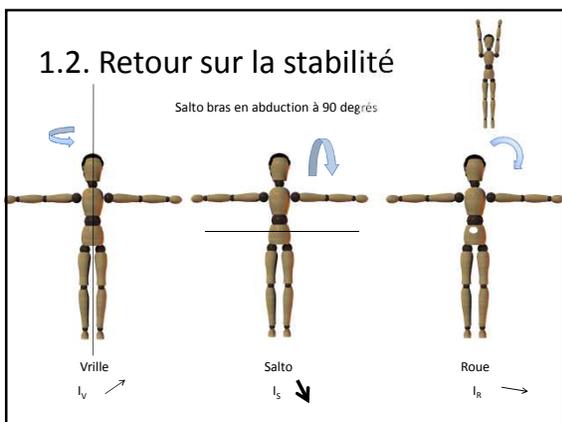
1.2. Retour sur la stabilité

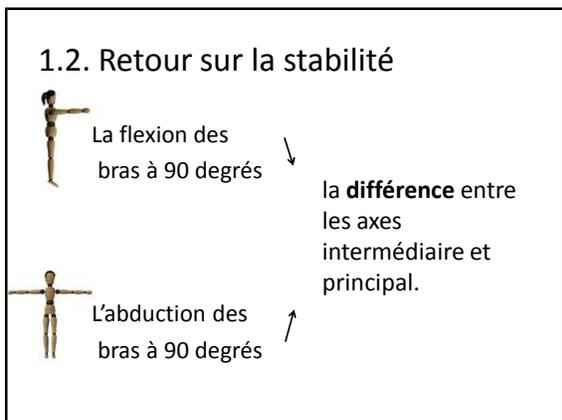


1.2. Retour sur la stabilité









1.2. Retour sur la stabilité

Plus la différence entre les axes est importante, plus l'instabilité est importante.
Pourquoi les athlètes mettent-ils leurs bras en abduction à 90 degrés ?

- Le moment d'inertie en vrille augmente.
- La position accorde une plus grande marge de manœuvre pour les ajustements.

Autres stratégies ?

Flexion/extension du tronc.

2.1 Mode de vrille

"Twisting mode"

Rotation longitudinale toujours dans le même sens
L'inclinaison du corps toujours dans la même direction.

Exercice 2: 2.3.Saut_Rosu.mat

- Ces 2 gymnastes réalisent le même saut, mais utilisent 2 techniques différentes. Quelle est la différence? Quelle est la conséquence:

De lever le bras droit à la fin de la première vrille?

De lever le bras gauche à la fin de la deuxième vrille?

Explications...

2.2. Mode d'oscillation

"Wobbling mode"

Le corps vrille successivement d'un sens puis de l'autre sur une amplitude inférieure à $\frac{1}{2}$ vrille.

Exercice 3: 2.2.SansGravite.mat

- En condition sans gravité, que provoque la rotation d'un seul bras
 - de 25 tours (8900°)?
 - de 50 tours (18000°)?
- De la rotation en salto?
- De la rotation en vrille?
- De la rotation latérale?

Exercice 4:
2.4.Tumbling_FausseVrilleAvant.mat

- Que peut-on modifier pour empêcher le gymnaste d'osciller
- Modifier les quantités de rotations initiales (en salto et/ou en vrille) ?
- Modifier l'inclinaison initiale du corps?
- Modifier la gesticulation des bras?
- Modifier l'angle des hanches?

Passage du mode de vrille au mode d'oscillation :

Position tendu à carpé.

Exercice 5 :
2.5.Plongeon1m_DoubleAvantVrillé.mat

- À la fin d'un plongeon vrillé, la position groupée serait-elle adéquate bien que moins élégante pour arrêter la vrille?
- Que se passe-t-il si le plongeur réalise le même plongeon sans gravité (sans vitesse verticale), mais reste
 - en position carpée jusqu'à la fin?
 - en position groupée jusqu'à la fin?
- Observez en vue sagittale le sens de rotation en vrille.

3.2. Vrille de contact

- Création de la vrille lors de l'impulsion.
- "**Torque**" = Vrille par orientation du point distal : les extrémités les plus éloignées du point de contact sont mises en rotation pendant l'impulsion.

Exercice 6: 2.6.Trampo_Tendu.mat

- Quelle différence peut-on faire à la réception d'un salto vrillé au trampoline, si la vrille est enclenchée en contact avec le trampoline ou en phase aérienne seulement?
- Que risque-t-il d'arriver si l'athlète a encore une vitesse de rotation en vrille à la réception sur le trampoline dans chacun des cas?
- Comment peut-on éviter ces risques?

Exercice 6: 2.6.Trampo_Tendu.mat

- Quelle différence peut-on faire à la réception d'un salto vrillé au trampoline, si la vrille est enclenchée en contact avec le trampo ou en phase aérienne seulement?
- Que risque-t-il d'arriver si l'athlète a encore une vitesse de rotation en vrille à la réception sur le trampoline dans chacun des cas?
- Comment peut-on éviter ces risques?

• Une fois que l'athlète est en vol, la rotation en vrille :

- continue et est transmise à l'ensemble du corps,
- peut être accélérée en réduisant le moment d'inertie autour de l'axe longitudinal,
- peut être ralentie en augmentant le moment d'inertie autour de l'axe longitudinal ou en entrant en mode d'oscillation.

"Tilt" = Inclinaison du corps pendant l'impulsion due à une asymétrie des bras.

Exercice 7 :

- Dans quelles conditions la quantité de tilt au décollage (0°, 15°, 30°) modifie-t-elle le nombre de vrilles?
 - [2.7.1. Ski1.mat](#)
 - [2.7.2. Tumbling_Tendu3Vrilles.mat](#)
 - [2.7.3. Barres_BackDoubleFull.mat](#)
- Est-ce une méthode à recommander?

3.3. Vrille de chat

- Changer l'orientation du corps sans moment cinétique
- Peu utilisée
- Peu efficace : plusieurs gesticulations nécessaires pour effectuer une vrille complète

3.4. Combinaison de techniques

Exemple 1:

1. Contact (torque)
2. Aérienne (tilt)
3. Oscillation (wobbling)

Exemple 2 :

1. Aérienne
2. Oscillation
3. Aérienne

4. Quiz

- Questions ??
- Merci !
- Bon succès !

Annexe III

Les trois questionnaires administrés aux entraîneurs

Note : Les images et vidéos présentes dans les versions *Power Point* ont été retirées de ces documents.

Quiz

30 questions / 30 minutes
1 minute par question !
Noircissez la réponse qui vous
semble la meilleure.

Trampoline

1. Quel effet ont les mouvements de rotation vers l'avant des bras dans les airs?
- A. Ils permettent de ralentir la chute de l'athlète.
 - B. Ils permettent d'éviter que le reste du corps tourne vers l'avant.
 - C. Ils permettent d'éviter que le reste du corps tourne vers l'arrière.
 - D. Ils le font aller considérablement plus haut.

Trampoline

2. Dans les airs, peut-il faire quelque chose pour atterrir sur le trampoline?
- A. Tout ce qu'il peut faire, c'est ralentir sa chute s'il fait des mouvements de rotation avec ses bras.
 - B. Non, car la trajectoire est donnée par sa vitesse et sa direction au décollage.
 - C. Non, car sa vitesse de chute dépend de sa masse.

Plongeon

3. À quoi sert principalement le mouvement de kick (flexion-extension au niveau du genou)?
- A. À prendre de la hauteur avant le début de son acrobatie.
 - B. À reprendre son équilibre lorsqu'il est sur ses mains.
 - C. À initier plus facilement la rotation du corps vers l'arrière.
 - D. À adopter la position groupé plus rapidement.

Plongeon

4. Est-il possible d'effectuer le même plongeon sans le mouvement de kick (flexion-extension au niveau du genou)?
- A. Non, c'est impossible.
 - B. Oui, il suffit de lui dire, il le fera tout de suite.
 - C. Oui, mais il faudra renforcer la puissance des fléchisseurs de hanches.
 - D. Oui, mais il ne pourra jamais créer autant de rotation.

Barres asymétriques

5. Comment la vrille est-elle principalement créée?
- A. La gymnaste crée la vrille alors qu'elle a encore les mains sur la barre.
 - B. Par des mouvements asymétriques entre le haut et le bas du corps, soit la technique de vrille de chat.
 - C. Par une asymétrie des bras lors de la phase aérienne.

Barres asymétriques

6. Quel est l'avantage d'effectuer une demi-vrille lors de la sortie juste avant la réception?
- A. Cela facilite la rotation en salto avant.
 - B. Elle peut obtenir plus de points.
 - C. L'atterrissage est facilité car elle peut voir le sol avant.

Barres asymétriques

7. Pourquoi a-t-elle les genoux séparés?
- A. Parce qu'il ne serait pas possible de faire une demi-vrille avec les jambes serrées.
 - B. Pour augmenter sa vitesse de rotation en salto.
 - C. Pour ralentir puisqu'elle réalise qu'elle tourne trop vite.

Plongeon

8. Que pourrait-elle faire pour réussir son entrée à l'eau?
- A. Demeurer en position groupée plus longtemps.
 - B. Grouper davantage.
 - C. Faire l'extension du corps un peu plus tard.
 - D. Toutes ces réponses.

Plongeon

9. Comment peut-elle savoir que c'est le moment d'ouvrir?
- A. En comptant le temps depuis qu'elle a sauté.
 - B. En estimant sa hauteur par rapport à l'eau et le temps qu'il lui reste.
 - C. C'est une question de « feeling » et de chance.

Ski acrobatique

10. La skieuse effectue 3 vrilles dans 3 saltos. Sachant que les figures incluant seulement 2 saltos impliquent souvent des mouvements de bras au-dessus de la tête, pourquoi ne fait-elle pas ce genre de mouvement dans ce cas-ci?
- A. Pour éviter de ralentir la rotation en salto.
 - B. Pour être certaine de vriller assez rapidement.
 - C. Pour être plus aérodynamique.

Ski acrobatique

11. Pourquoi a-t-elle les bras écartés lors du premier salto?
- A. Pour bien se repérer dans l'espace.
 - B. Pour avoir plus de stabilité.
 - C. Pour tourner plus lentement.

Ski acrobatique

12. Qu'arriverait-il si elle avait un bras aligné le long du corps et l'autre levé au dessus de la tête lors du décollage?

- A. Elle arrêterait la rotation en salto.
- B. Elle tournerait beaucoup plus vite en salto.
- C. Elle commencerait à vriller.

Trapèze

13. Pourquoi entame-t-elle la vrille avec les jambes écartées?

- A. Pour pouvoir tourner plus vite une fois qu'elle lâche les mains.
- B. Pour avoir un meilleur contrôle du mouvement.
- C. Parce qu'elle tente de s'ajuster sachant qu'elle a trop de rotation.

Trapèze

14. Pourquoi a-t-elle à nouveau les jambes écartées à la fin du mouvement?

- A. C'est une erreur technique involontaire.
- B. Pour diminuer la vitesse de rotation en vrille.
- C. Parce qu'elle tente de s'ajuster sachant qu'elle a trop de rotation en salto.

Trapèze

15. Utilise-t-elle ses bras pour tourner en vrille?

- A. Non, c'est l'homme qui lui tient les mains qui la fait tourner.
- B. Non, elle utilise seulement son tronc et ses jambes.
- C. Oui, car elle lâche d'abord un bras, puis l'autre.

Tumbling

16. Comment fait-il pour effectuer 3 vrilles?

- A. Il utilise la vrille aérienne par des mouvements de bras en l'air.
- B. Il utilise la vrille de contact par la mise en rotation du corps à l'impulsion.
- C. Il utilise ses hanches par des mouvements de hula-hoop en l'air.

Tumbling

17. Comment pourrait-il augmenter sa vitesse de rotation en vrille?

- A. En inclinant davantage son corps sur le côté lors de l'impulsion.
- B. En gardant les bras très près du corps.
- C. En se concentrant davantage sur son intention de vriller.

Double mini trampoline

18. Quel geste doit-elle faire pour vriller à gauche?

- A. Lever le bras gauche.
- B. Baisser le bras droit.
- C. Lever le bras droit.

Double mini trampoline

19. À quel moment la vrille est-elle principalement créée?

- A. Dans les airs.
- B. Au contact avec le trampoline.
- C. Au contact avec le trampoline et dans les airs.

Double mini trampoline

20. Comment fait-elle pour arrêter de vriller?

- A. Elle adopte une position carpé.
- B. Elle bouge les bras dans le sens opposé.
- C. Elle place les bras près du corps et la vrille s'arrête.

Saut de cheval

21. Suite à la première vrille, la gymnaste lève le coude droit, quel effet a ce mouvement?

- A. Il accélère la vitesse en salto.
- B. Il accélère la rotation en vrille.
- C. Il ralentit le mouvement.

Plongeon

22. Quelle pourrait être la cause des oscillations du plongeur situé à gauche de l'écran?

- A. Il a commencé à vriller alors qu'il était encore en contact avec la plateforme.
- B. Il est désaxé lors de l'impulsion.
- C. Il a perdu l'équilibre une fois dans les airs.

Plongeon

23. Que pourrait-il faire pour éviter que cela ne se reproduise?

- A. Anticiper plus tôt la rotation de manière à terminer la vrille plus tôt.
- B. Utiliser plus de technique de vrille aérienne et moins de vrille de contact.
- C. Faire du renforcement musculaire afin de rendre son corps plus symétrique.

Tumbling

24. Pourquoi privilégie-t-il les techniques de vrille aérienne durant la course?
- A. Pour éviter d'atterrir avec une vitesse de rotation en vrille et pour enchaîner plus facilement les prochaines acrobaties.
 - B. Parce qu'il n'a pas le temps de créer la rotation au moment de l'impact comme son objectif est de conserver sa vitesse.
 - C. Parce que cette technique est moins exigeante physiquement et mentalement au moment de l'impulsion.
 - D. B et C.

Tumbling

25. Pourquoi utilise-t-il la vrille de contact lors de la dernière acrobatie?
- A. Parce que les mouvements de bras ne seraient pas suffisants.
 - B. Parce qu'il veut aller plus haut.
 - C. Parce qu'il a moins de vitesse vers l'arrière.
 - D. B et C.

Gymnastique

26. Shawn Johnson effectue l'équivalent d'une vrille tout en faisant le grand écart. Cependant, elle écarte les jambes seulement après avoir effectué une demi-vrille. Le tour complet en écartant les jambes dès le début serait ...?
- A. Plus difficile, car la difficulté est de faire le grand écart, pas de faire 1 tour.
 - B. Plus facile, car elle pourrait faire une vrille aérienne avec ses bras.
 - C. Probablement impossible.

Plongeon

27. Pourquoi fait-il un mouvement de rotation vers l'arrière avec ses bras seulement lorsqu'il est en contact avec le tremplin et pas avant?
- A. Parce que c'est spécifique au saut qu'il va réaliser.
 - B. Parce que tout le monde le fait, c'est la technique en plongeon.
 - C. Parce que cela entraînerait une rotation du corps vers l'avant s'il le faisait avant.

Plongeon

28. Pourquoi quitte-t-il le tremplin avec le dos arqué?
- A. Parce que la force de réaction est alors excentrée et qu'elle crée la rotation vers l'arrière.
 - B. Parce que la vitesse de rotation déployée par l'athlète entre la position droite et la position arquée crée la rotation vers l'arrière.
 - C. Parce qu'il a trop tourné les bras vers l'arrière et qu'il s'agit d'une erreur technique.
 - D. A et B.

Plongeon

29. Une fois en l'air, que fait-il pour maximiser la rotation de son corps vers l'arrière?
- A. Il ramène ses bras près du corps de manière à minimiser son moment d'inertie.
 - B. Il ramène ses bras au dessus de sa tête.
 - C. Il effectue un mouvement de rotation des bras vers l'avant.
 - D. A et C.

Trampoline

30. S'il veut ajouter une vrille à gauche tout en gardant le corps groupé, que doit-il faire?

- A. Baisser le bras gauche.
- B. Lever le bras droit.
- C. Lever le bras gauche.
- D. Baisser le bras droit.

Quiz

30 questions / 30 minutes
1 minute par question !
Noircissez la réponse qui vous
semble la meilleure.

Double mini trampoline

1. Qu'aurait-il pu faire dans les airs pour éviter de se déplacer sur le côté et atterrir sur le tapis?
- A. Il ne peut rien faire pour atterrir sur la toile, mais il peut cependant ralentir sa chute en faisant une rotation des bras vers l'avant.
B. Pousser ses hanches sur le côté et faire des mouvements de rotation vers le côté avec les bras.
C. Rien, car la trajectoire est donnée par la vitesse et la direction au décollage.

Double mini trampoline

2. Qu'est-ce qui explique que l'athlète puisse tourner autant alors qu'il a le corps droit lors de l'impulsion?
- A. Son centre de masse est loin devant ses pieds.
B. La vitesse acquise lors de la course d'élan et le blocage des pieds sur la toile créent une quantité de rotation vers l'avant.
C. L'angle du trampoline facilite la rotation de l'athlète.

Double mini trampoline

3. Quel conseil pouvez-vous lui donner pour qu'il réussisse son acrobatie avec encore plus de rotation en salto?
- A. Sauter encore plus haut.
B. Courir encore plus vite.
C. Pencher son corps vers l'avant.

Nage synchro

4. Est-il possible d'effectuer la même acrobatie le corps tendu?
- A. Oui, il suffit que la nageuse conserve la position tendu jusqu'à l'entrée à l'eau.
B. Oui, mais il est nécessaire que la nageuse crée davantage de rotation pendant l'impulsion.
C. Non, il est absolument nécessaire de passer à la position carpé pour compléter le demi-salto.
D. Non, mais il serait toutefois possible d'effectuer la même figure en position groupé.

Tumbling

5. Comment fait-il pour effectuer 2 vrilles dans le même salto?
- A. Il commence à vriller alors qu'il est encore en contact avec le sol.
B. Il entame l'acrobatie avec l'intention d'effectuer 2 vrilles.
C. Il garde les bras près du corps afin de maximiser sa vitesse de rotation en vrille.
D. A et C.

Tumbling

6. Pourquoi adopte-t-il une position carpé avec les jambes écartées vers la fin du mouvement?
- A. Parce qu'il manque de hauteur.
 - B. Pour arrêter la vrille.
 - C. Parce qu'il manque de hauteur et pour arrêter la vrille.

Gymnastique

7. Pourquoi a-t-elle les jambes écartées pour le deuxième salto?
- A. Parce que elle ne veut pas sortir de la zone délimitée.
 - B. Parce que c'est plus gracieux.
 - C. Parce qu'elle ajuste sa vitesse sachant qu'elle n'a pas assez de hauteur.

Gymnastique

8. Quel effet a le mouvement de la question précédente (écarter les jambes)?
- A. Il augmente sa vitesse de rotation.
 - B. Elle peut ainsi augmenter le niveau de difficulté de sa routine.
 - C. Il modifie légèrement la trajectoire de la gymnaste pour qu'elle termine l'acrobatie dans la zone.

Barres asymétriques

9. Combien de vrilles va-t-elle effectuer si elle reste dans la même position et qu'elle rapproche les bras près du corps?
- A. Une demi-vrille
 - B. Une vrille et demi
 - C. Au moins 2 vrilles et demi

Plongeon

10. Quelle figure le plongeur situé à droite de l'écran va-t-il pouvoir faire?
- A. Un salto et demi.
 - B. Un saut de l'ange (plongeon simple).
 - C. Un plat (« flat »).
 - D. Un saut droit.

Plongeon

11. Que peut faire le plongeur situé à droite de l'écran pour faire tourner davantage son corps vers l'avant?
- A. Adopter une position groupée.
 - B. Faire des mouvements de rotation vers l'avant avec ses bras.
 - C. Écarter les genoux.
 - D. Adopter une position groupée et faire des mouvements de rotation des bras vers l'arrière.

Plongeon

12. Que pourrait-il faire pour réussir son entrée à l'eau?

- A. Demeurer en position groupé plus longtemps.
- B. Grouper davantage.
- C. Faire l'extension du corps un peu plus tard.
- D. Toutes ces réponses.

Plongeon

13. Comment peut-il savoir que c'est le moment d'ouvrir?

- A. C'est une question de « feeling » et de chance.
- B. En comptant le temps depuis qu'il a sauté.
- C. En estimant sa hauteur par rapport à l'eau et le temps qu'il lui reste.
- D. A et B.

Trampoline

14. L'athlète effectue 2 saltos et 3 vrilles et demi. Que se passe-t-il s'il n'effectue qu'un seul salto?

- A. Il fera les 3 vrilles et demi plus facilement, car c'est plus facile d'effectuer un salto que 2.
- B. Il pourra effectuer 3 vrilles et demi en gardant les bras très près du corps.
- C. Il fera moins de 3 vrilles et demi, car il n'aura pas suffisamment de rotation en salto.

Tumbling

15. Pourquoi écarte-t-il les bras lorsqu'il effectue de simples saltos tendus (whips)?

- A. Pour prendre des repères.
- B. Pour avoir plus de stabilité.
- C. Pour être prêt à mettre ses mains au sol s'il manque de hauteur.
- D. Pour créer plus de rotation en salto.

Tumbling

16. Qu'est-ce qui lui permet d'effectuer un triple salto en partant avec le corps droit?

- A. Il a énormément de vitesse due à la course d'élan.
- B. Il abaisse ses bras très rapidement ce qui crée une grande vitesse de rotation.
- C. Parce qu'il adopte la position groupé très rapidement.

Trampoline

17. Pourquoi le fait d'avoir les bras écartés au début de la vrille facilite-t-il l'acrobatie?

- A. Pour prendre des points de repères tout au long de l'acrobatie.
- B. Pour avoir une plus grande stabilité lors de la rotation.
- C. Pour augmenter sa vitesse de vrille lorsqu'ensuite il les rapproche.

Trampoline

18. À quel moment la vrille est-elle principalement créée?

- A. Lorsqu'il le sent opportun.
- B. Dans les airs, soit juste après avoir quitté le trampoline.
- C. Lors du contact avec le trampoline.

Trampoline

19. Comment fait-il pour ralentir la vrille?

- A. Il décale le bras droit et il casse le corps.
- B. Il décale le bras gauche et il casse le corps.
- C. Il n'a besoin de faire aucun geste particulier pour ralentir la vrille.

Gymnastique

20. Si la gymnaste reste dans cette position, que se passe-t-il ?

- A. Elle arrête de tourner en vrille et termine la figure après une demi-vrille.
- B. Elle continue à tourner en vrille.
- C. Elle se met à tourner considérablement plus lentement en vrille.

Plongeon

21. Que doit-il faire pour vriller vers la gauche?

- A. Lever le bras droit.
- B. Lever le bras gauche.
- C. Baisser le bras gauche.

Gymnastique

22. À quel moment la vrille est-elle principalement créée?

- A. À la fin du flip, en modifiant l'orientation de son corps.
- B. Pendant la dernière impulsion avant l'acrobatie, en contact avec le sol.
- C. Dans les airs, par des mouvements asymétriques des bras.
- D. À la fin de l'acrobatie, en créant une asymétrie entre ses hanches et son tronc et qu'elle adopte la position carpe.

Gymnastique

23. Quel geste est principalement responsable du ralentissement de la vrille?

- A. L'adoption de la position carpe.
- B. Le décalage de son bras gauche.
- C. La vrille de chat (hula hoop) qui entraîne une rotation dans le sens opposé.

Gymnastique

24. Si la gymnaste décidait de conserver la position tendu après l'impulsion, comment les rotations en salto et en vrille seraient modifiées?
- A. Plus de salto et plus de vrille.
 - B. Plus de salto et moins de vrille.
 - C. Moins de salto et plus de vrille.
 - D. Moins de salto et moins de vrille.

Apesanteur

25. Comment fait-il pour tourner?
- A. Il fait des mouvements asymétriques avec ses bras.
 - B. Il crée une asymétrie entre le haut et le bas de son corps (mouvement de hula hoop).
 - C. Il s'est donné une poussée légèrement désaxée contre le mur.

Apesanteur

26. Sur Terre, est-il efficace d'utiliser ce genre de technique pour effectuer une vrille complète dans une acrobatie?
- A. Oui, cela fonctionne très bien dans la plupart des sports.
 - B. Non, il est préférable de créer la vrille grâce à des mouvements asymétriques dans les airs ou encore de la créer lors du dernier contact.
 - C. Oui, parfois quand il y a beaucoup de vitesse en salto.

Ski acrobatique

27. Le skieur amène son bras droit en rotation devant lui. Pour quelles raisons le skieur fait-il ce mouvement avec son bras droit?
- A. Pour vriller encore plus vite.
 - B. Pour ralentir la vrille, car il sent qu'il va trop vite.
 - C. Pour reprendre son équilibre.

Ski acrobatique

28. Pourquoi les plongeurs et les gymnastes n'utilisent pas la même technique de vrille que les skieurs?
- A. Ils pourraient faire beaucoup de vrilles, mais la réception serait difficile car ils auraient beaucoup d'inclinaison.
 - B. Ils pourraient faire autant de vrilles, mais ils ne pourraient pas garder les jambes serrées.
 - C. Ils pourraient faire autant de vrilles, mais ils auraient moins de repère et de stabilité en l'air.
 - D. Ils ne pourraient pas faire autant de vrilles.

Plongeon

29. Pourquoi le plongeur oscille-t-il d'un côté puis de l'autre?
- A. Parce que sa position carpé n'est pas idéale.
 - B. Parce qu'il a créé la vrille au moment du contact.
 - C. Parce que sa jambe droite est plus petite que sa jambe gauche, ce qui engendre une asymétrie.

Plongeon

30. Quels conseils pourriez-vous lui donner afin qu'il demeure plus droit?
- A. Mettre l'accent sur le gain de masse musculaire pour la jambe droite afin de rééquilibrer.
 - B. Améliorer sa position carpé.
 - C. Utiliser moins de technique de vrille de contact et davantage de vrille aérienne.

Quiz

30 questions / 30 minutes
1 minute par question !
Noircissez la réponse qui vous
semble la meilleure.

Planche à roulettes

1. La figure effectuée dans les airs peut-elle modifier la trajectoire de l'athlète?

A. Oui, car il peut ralentir sa chute.
B. Non, car la trajectoire est donnée par la vitesse et la direction au décollage.
C. Oui, mais seulement s'il fait des mouvements de rotation.
D. Non, car sa vitesse de chute dépend de sa masse.

Gymnastique

2. Comment peut-elle faire un double salto arrière en ayant le corps aussi droit au départ?

A. Elle adopte très rapidement la position groupé.
B. Elle saute haut.
C. Elle a pris un élan et a beaucoup de vitesse.

Plongeon

3. Selon la position actuelle des athlètes, les deux plongeurs entreront-ils dans l'eau en même temps?

A. Oui, car ils ont bien synchronisé leur départ.
B. Non, le plongeur à droite de l'écran entrera en premier.
C. Non, le plongeur à gauche de l'écran entrera en premier.

Plongeon

4. Pourquoi les 2 plongeurs n'ont-ils pas la même position?

A. Pour ajuster leur vitesse de rotation afin de synchroniser leur mouvement.
B. Parce que le plongeur à droite de l'écran veut ralentir sa chute pour s'ajuster à l'autre.
C. Parce que le plongeur à gauche de l'écran veut accélérer sa chute et s'ajuster à l'autre.

Nage synchro

5. Quel changement surviendrait si elle prenait une position carpé pour effectuer la figure?

A. Elle tournerait moins vite.
B. Elle tournerait plus vite.
C. Elle pourrait effectuer un demi salto de plus.

Nage synchro

6. Quelle pourrait être une raison de l'oscillation de la nageuse?
- A. Elle a une jambe plus souple que l'autre.
 - B. Elle est légèrement déjà inclinée lorsqu'elle est encore en contact avec la base de support (vrille de contact).
 - C. Elle a une jambe plus musclée donc plus lourde que l'autre.

Nage synchro

7. Quel effet ont les mouvements de rotation des bras vers l'avant?
- A. Ils permettent à la nageuse d'aller plus haut.
 - B. Ils tendent à faire tourner la nageuse vers l'avant.
 - C. Ils augmentent la rotation du corps vers l'arrière.

Plongeon

8. Quelle consigne pouvez-vous lui donner pour qu'elle arrive à réussir son plongeon?
- A. Demeurer en position groupé plus longtemps.
 - B. Grouper davantage.
 - C. Faire l'extension du corps un peu plus tard.
 - D. Toutes ces réponses.

Plongeon

9. Le plongeur effectue 3 vrilles dans 2 sauts et demi. Si le plongeur n'effectuait **qu'un salto et demi** et qu'il utilisait la même technique de mouvements de bras, il pourrait...?
- A. effectuer plus de 3 vrilles.
 - B. effectuer moins de 3 vrilles.
 - C. effectuer 3 vrilles.

Trampoline

10. L'entraîneur demande à l'athlète de faire un salto arrière tendu. Pourquoi ce dernier place-t-il ses bras de chaque côté?
- A. Pour tourner plus vite.
 - B. Pour être plus stable.
 - C. Pour mieux se repérer dans l'espace.

Ski acrobatique

11. Pourquoi commence-t-il le saut avec les jambes écartées?
- A. Pour vriller plus rapidement lorsqu'il les rapproche.
 - B. Pour être plus stable.
 - C. Pour ralentir sa vitesse de sortie de la rampe.

Ski acrobatique

12. Quand commence-t-il à vriller?
- A. En tournant son corps alors qu'il est encore en contact avec la rampe.
 - B. En changeant l'orientation des ses skis, juste après avoir quitté la rampe.
 - C. Avec des mouvements de bras, juste après avoir quitté la rampe.

Ski acrobatique

13. En $\frac{1}{4}$ de salto, il effectue une vrille. S'il garde la même position, combien va-t-il effectuer de vrilles au total lors du 2e salto?
- A. Une
 - B. Deux.
 - C. Au moins trois.

Apesanteur

14. L'objet continue sa rotation après qu'il l'ait lâché. Quelle est la situation d'un individu sur Terre?
- A. La friction de l'air sur Terre ralentit très rapidement sa rotation.
 - B. S'il ne change pas de position et qu'aucune force externe n'intervient, l'individu continuera de vriller.
 - C. L'individu doit nécessairement faire des mouvements pour continuer de tourner.

Trampoline

15. S'agit-il de la technique de vrille de chat (mouvements de hula-hoop)?
- A. Oui, car l'élément s'appelle « cat twist ».
 - B. Oui, car il n'y a pas de salto.
 - C. Non, il s'agit d'une autre technique.

Trampoline

16. Comment fait-il principalement pour effectuer une double vrille?
- A. Il utilise uniquement la technique de vrille de chat, c'est-à-dire une gesticulation particulière (mouvements de hula-hoop).
 - B. Il pousse dans la toile de manière asymétrique et crée la vrille alors qu'il est encore en contact avec le trampoline.
 - C. Il pousse dans la toile de manière asymétrique et utilise également une asymétrie entre les bras.

Gymnastique

17. Pourquoi privilégie-t-elle la vrille de contact pour effectuer la première vrille?
- A. En commençant la vrille tôt, elle la fini tôt et atterrit ainsi droite et prête à effectuer l'acrobatie suivante.
 - B. Parce qu'elle a peur de ne pas avoir suffisamment de puissance pour exécuter sa routine.
 - C. Parce qu'elle ne sait pas faire de vrilles aériennes.

Gymnastique

18. Pourquoi privilégie-t-elle la vrille aérienne pour effectuer la vrille et demi?
- A. Parce que la dernière acrobatie ne se fait jamais avec la vrille de contact.
 - B. Pour éviter d'atterrir avec beaucoup de rotation en vrille.
 - C. Parce que la vrille aérienne est plus facile que la vrille de contact.

Barres asymétriques

19. Que doit-elle faire si elle veut vriller à droite?
- A. Elle doit lever le bras gauche.
 - B. Elle doit lever le bras droit.
 - C. Elle n'a d'autre choix que de tourner son tronc.

Gymnastique

20. Pourquoi doit-elle décaler le bras aussi loin du corps?
- A. Pour stabiliser la rotation autour de l'axe formé par son bras.
 - B. Parce qu'elle tourne très vite.
 - C. Pour ralentir la vrille initiée lors de l'impulsion.

Trampoline

21. Est-il possible de créer de la rotation en vrille sans être en contact avec la toile et sans salto?
- A. Oui, avec des mouvements asymétriques entre le haut et le bas du corps, c'est à-dire la vrille de chat.
 - B. Oui, seulement avec des mouvements asymétriques des bras.
 - C. Non, il faut la créer au contact de la toile.

Ski acrobatique

22. En quoi le mouvement des bras est-il important pour la rotation en vrille?
- A. Seule la vitesse des mouvements des bras est importante.
 - B. Seul le premier mouvement est important.
 - C. L'ordre des bras a un effet important sur la vitesse de rotation en vrille.

Ski acrobatique

23. Pourquoi le skieur ouvre-t-il les bras en croix avant d'avoir fini son salto?
- A. Pour prendre des repères visuels.
 - B. Pour ralentir sa rotation en vrille.
 - C. Parce qu'il doit marquer la fin de l'acrobatie.
 - D. Toutes ces réponses.

Ski acrobatique

24. Pourquoi le skieur continue-t-il à vriller en laissant simplement les bras tendus au dessus de la tête?
- A. Parce qu'il a une grande vitesse de rotation due à l'inclinaison du corps créée par les mouvements des bras précédents.
 - B. Parce qu'il est plus aérodynamique que s'il avait les bras en croix.
 - C. Parce qu'il conserve l'intention de vriller.

Plongeon

25. D'où peut provenir le mouvement d'oscillation de la plongeuse?
- A. De l'asymétrie entre ses bras.
 - B. Du fait qu'elle ait créé la vrille lors de l'impulsion.
 - C. Du fait que sa position carpé n'est pas symétrique.

Plongeon

26. Comment pouvez-vous l'aider à réduire cet effet?
- A. Elle pourrait privilégier les techniques de vrille aérienne.
 - B. Elle pourrait avoir les bras symétriques.
 - C. Elle pourrait améliorer sa position carpé.

Gymnastique

27. Pourrait-elle effectuer des mouvements de bras comme les skieurs pour effectuer cette figure?
- A. Oui, car elle a suffisamment de vitesse et de hauteur.
 - B. Oui, cela lui permettrait de tourner plus vite et de finir sa vrille plus tôt.
 - C. Non, parce qu'elle ralentirait sa rotation en salto.

Gymnastique

28. Qu'est-ce qui explique principalement le fait qu'elle puisse effectuer une triple vrille?
- A. Elle anticipe en modifiant l'orientation de son corps à la fin de son « flip ».
 - B. Elle prend plus de hauteur que si elle ne faisait que deux vrilles.
 - C. Elle commence à vriller alors qu'elle est encore en contact avec le sol.

Gymnastique

29. Comment fait-elle pour tourner si rapidement en vrille avec une si petite asymétrie des bras?
- A. Elle a l'intention de tourner vite dès le début.
 - B. Elle utilise des mouvements de hanches, soit la technique du « hula hoop » (ou vrille de chat) pour vriller encore plus.
 - C. Elle a une grande vitesse de rotation en vrille suite à l'impulsion et garde les bras très près du corps.

Gymnastique

30. Pourrait-elle effectuer la même acrobatie en n'utilisant pas la vrille de contact?

- A. Non, car elle n'a pas assez de vitesse de rotation en salto.
- B. Oui, car la technique est aussi efficace.
- C. Oui, car elle a assez de hauteur.
- D. Non, car elle n'aura pas assez de temps.

Annexe IV

La modification des données de sorties de la simulation

Des modifications ont du être apportées aux données reconstruites en raison des différentes positions de départ des plongeurs effectués. La position angulaire du segment racine, soit le bassin, s'exprime dans le repère global fixe associé à l'environnement. Les rotations s'effectuent selon une séquence de Cardan XYZ représentant respectivement le salto, l'inclinaison et la vrille. La position de départ et la direction de la rotation de la plongeuse varient en fonction du plongeur. Les plongeurs comportant $\frac{1}{2}$ et $1 \frac{1}{2}$ vrilles de même que le $\frac{1}{2}$ salto arrière et le plongeur retourné commencent avec la plongeuse faisant dos à l'eau. À l'opposé, pour le salto et demi avant et le plongeur renversé, la plongeuse entame le saut en faisant face à l'eau. Il est logique de s'attendre à ce qu'une rotation en salto arrière comporte un signe positif alors qu'une rotation en salto avant comporte un signe négatif. Cependant, tel n'est pas le cas en raison de la position de référence et de la séquence d'angles utilisés lors des reconstructions.

Le cas du salto et demi avant sera utilisé afin d'illustrer le phénomène et seuls les axes de salto (x) et de vrilles (z) seront discutés bien que l'inclinaison soit toujours présente. Un mouvement de rotation avant en salto avec départ en position de face devrait correspondre à une valeur négative en salto. Cependant, étant donné la position initiale utilisée, ce mouvement résulte en une rotation positive en salto et $\frac{1}{2}$ rotation en vrille. Comme la première rotation est le salto (x), le mouvement est entamé comme une rotation arrière vers l'eau, avec une valeur positive. Le mouvement de vrille (z) qui fait suite à l'inclinaison (y) comporte une rotation d' $\frac{1}{2}$ tour afin de ramener la plongeuse de face et de corriger la position de départ. Par contre, l'enregistrement de ce plongeur comporte le mauvais signe de rotation en salto et $\frac{1}{2}$ vrille "virtuelle" n'étant pas survenue dans la réalité. C'est également le cas du plongeur renversé qui commence réellement avec la plongeuse faisant face à l'eau et implique une rotation arrière (signe positif). Dans la reconstruction à partir

du référentiel, la position de départ étant d'abord dos à l'eau, la rotation effectuée en salto correspond à une rotation avant, et donc négative, corrigée ensuite à la fin de la séquence par une rotation d' $\frac{1}{2}$ tour selon l'axe de vrille. Comme les mouvements résultants de ces plongeurs au départ de face ne correspondent pas aux mouvements attendus, une correction a été apportée aux données reconstruites ainsi qu'aux données simulées. En fonction de la première image, les essais pour lesquels la valeur de l'angle de rotation en vrille était de 180 degrés se sont vus soustraire cette même valeur considérée comme une correction pour ramener la plongeuse de face. De plus, pour ces mêmes essais, le signe des valeurs en salto a été inversé afin de correspondre à une rotation positive en salto arrière et négative en salto avant.

Annexe V

La comparaison des vitesses linéaires et angulaires

Les vitesses linéaires et angulaires moyennes pour chaque axe et chaque plongeon ont été comparées pour les plongeurs simulés et réels. Les erreurs absolues et relatives de même que les RMSE ont été calculées tout comme pour les positions et orientations.

Les vitesses linéaires

En plus des positions, il est intéressant de comparer les vitesses linéaires (\dot{q}_{1-3}) obtenues par simulation à celles obtenues à partir des plongeurs réels. Pour ce faire, les vitesses linéaires moyennes ainsi que la RMSE ont été calculées selon les axes antéro-postérieur ([tableau V.I](#)) et vertical ([tableau V.II](#)). Selon l'axe antéro-postérieur, les erreurs absolues sur les vitesses moyennes varient de 0,02 à 0,42 m/s, ce qui correspond à des erreurs relatives allant de 2 à 40 %. La moyenne de ces différences pour l'ensemble des huit plongeurs est de 0,26 m/s, soit 22 %. En ce qui concerne les RMSE, celles-ci fluctuent entre 0,17 et 0,80 m/s. Selon l'axe vertical, les vitesses moyennes présentent une différence absolue variant entre 0,27 et 0,69 m/s, soit des erreurs relatives de 5 à 16 %. Les RMSE correspondent à des valeurs de 0,33 à 0,81 m/s.

Les vitesses angulaires

Tout comme le mouvement linéaire, les vitesses angulaires (\dot{q}_{4-6}) associées aux changements d'orientation du bassin ont été comparées pour les plongeurs simulés et réels. Les vitesses angulaires moyennes en salto présentent des différences entre 10 et 57 °/s, soit de 6 à 14 % ([tableau V.III](#)). Pour l'ensemble des huit plongeurs, la moyenne de ces valeurs correspond à 29 °, soit 9 %. Les RMSE sur les vitesses angulaires vont de 19 à 73 °/s en fonction des plongeurs pour une valeur moyenne de 42 °/s.

Tableau V.I – Comparaison des vitesses linéaires moyennes de la racine selon l’axe antéro-postérieur pour les plongeurs simulés et réels. Les abréviations Abs., Rel., et RMSE désignent respectivement l’erreur absolue, l’erreur relative et l’erreur quadratique moyenne.

Code	Plongeur Nom	Vitesse moyenne (m/s)		Erreur		
		Réel	Simulé	Abs. (m/s)	Rel. (%)	RMSE (m/s)
201B	$\frac{1}{2}$ salto arrière	-0,86	-0,83	0,03	3	0,17
301B	$\frac{1}{2}$ salto arrière renversé	-1,10	-1,26	0,16	14	0,19
401B	$\frac{1}{2}$ salto avant retourné	-1,04	-0,82	0,23	22	0,29
103C	$1\frac{1}{2}$ salto avant	-1,42	-1,79	0,38	26	0,80
5231D	$1\frac{1}{2}$ salto arrière avec $\frac{1}{2}$ vrille	-1,20	-1,62	0,43	36	0,77
5231D	$1\frac{1}{2}$ salto arrière avec $\frac{1}{2}$ vrille	-1,05	-1,47	0,42	40	0,56
5233D	$1\frac{1}{2}$ salto arrière avec $1\frac{1}{2}$ vrille	-1,18	-1,59	0,42	35	0,68
5233D	$1\frac{1}{2}$ salto arrière avec $1\frac{1}{2}$ vrille	-1,21	-1,23	0,02	2	0,29
Moyenne des 8 mouvements				0,26	22	0,47

Tableau V.II – Comparaison des vitesses linéaires moyennes de la racine selon l’axe vertical pour les plongeurs simulés et réels. Les abréviations Abs., Rel., et RMSE désignent respectivement l’erreur absolue, l’erreur relative et l’erreur quadratique moyenne.

Code	Plongeur Nom	Vitesse moyenne (m/s)		Erreur		
		Réel	Simulé	Abs. (m/s)	Rel. (%)	RMSE (m/s)
201B	$\frac{1}{2}$ salto arrière	-3,81	-4,13	0,31	8	0,33
301B	$\frac{1}{2}$ salto arrière renversé	-3,68	-4,08	0,40	11	0,41
401B	$\frac{1}{2}$ salto avant retourné	-4,01	-4,29	0,27	7	0,33
103C	$1\frac{1}{2}$ salto avant	-3,12	-3,50	0,38	12	0,81
5231D	$1\frac{1}{2}$ salto arrière avec $\frac{1}{2}$ vrille	-3,54	-3,82	0,28	8	0,67
5231D	$1\frac{1}{2}$ salto arrière avec $\frac{1}{2}$ vrille	-3,92	-4,12	0,20	5	0,40
5233D	$1\frac{1}{2}$ salto arrière avec $1\frac{1}{2}$ vrille	-4,18	-4,51	0,33	8	0,62
5233D	$1\frac{1}{2}$ salto arrière avec $1\frac{1}{2}$ vrille	-4,35	-5,04	0,69	16	0,76
Moyenne des 8 mouvements				0,36	9	0,54

Du côté de la vrille, la comparaison des vitesses angulaires indique des erreurs absolues variant de 7 à 68 °/s, soit des erreurs relatives allant de 3 à 1514 % (tableau V.IV). Les RMSE varient de 18 à 133 °/s, pour une valeur moyenne sur l'ensemble des huit plongeurs correspondant à 65 °/s. Le tableau V.V rassemble les résultats des RMSE pour les positions et les vitesses linéaires selon les axes antéro-postérieur (q_2) et vertical (q_3) ainsi que les orientations et les vitesses angulaires en salto ($X(\psi)$) et en vrille ($Z(\phi)$).

Tableau V.III – Comparaison des vitesses angulaires moyennes de la racine selon l'axe de salto pour les plongeurs simulés et réels. Les abréviations Abs., Rel., et RMSE désignent respectivement l'erreur absolue, l'erreur relative et l'erreur quadratique moyenne.

Code	Plongeon Nom	Vitesse moyenne (°/s)		Erreur		
		Réel	Simulé	Abs. (°/s)	Rel. (%)	RMSE (°/s)
201B	$\frac{1}{2}$ salto arrière	118	132	14	11	21
301B	$\frac{1}{2}$ salto arrière renversé	-144	-154	10	7	19
401B	$\frac{1}{2}$ salto avant retourné	-159	-175	16	10	24
103C	$1\frac{1}{2}$ salto avant	419	476	57	14	73
5231D	$1\frac{1}{2}$ salto arrière avec $\frac{1}{2}$ vrille	405	453	48	12	62
5231D	$1\frac{1}{2}$ salto arrière avec $\frac{1}{2}$ vrille	400	427	27	7	40
5233D	$1\frac{1}{2}$ salto arrière avec $1\frac{1}{2}$ vrille	396	435	39	10	52
5233D	$1\frac{1}{2}$ salto arrière avec $1\frac{1}{2}$ vrille	379	401	22	6	41
Moyenne des 8 mouvements				29	9	42

Tableau V.IV – Comparaison des vitesses angulaires moyennes de la racine selon l'axe de vrille pour les plongeurs simulés et réels. Les abréviations Abs., Rel., et RMSE désignent respectivement l'erreur absolue, l'erreur relative et l'erreur quadratique moyenne.

Code	Plongeon Nom	Vitesse moyenne (°/s)		Erreur		
		Réel	Simulé	Abs. (°/s)	Rel. (%)	RMSE (°/s)
201B	$\frac{1}{2}$ salto arrière	-10	-3	7	69	26
301B	$\frac{1}{2}$ salto arrière renversé	-10	-17	7	74	18
401B	$\frac{1}{2}$ salto avant retourné	3	19	16	491	18
103C	$1\frac{1}{2}$ salto avant	4	-63	68	1514	133
5231D	$1\frac{1}{2}$ salto arrière avec $\frac{1}{2}$ vrille	151	129	22	15	67
5231D	$1\frac{1}{2}$ salto arrière avec $\frac{1}{2}$ vrille	139	112	27	19	67
5233D	$1\frac{1}{2}$ salto arrière avec $1\frac{1}{2}$ vrille	433	422	11	3	67
5233D	$1\frac{1}{2}$ salto arrière avec $1\frac{1}{2}$ vrille	436	456	20	5	124
Moyenne des 8 mouvements				22	273	65

Tableau V.V – Comparaison des RMSE pour les positions (P_Y et P_Z) et vitesses linéaires (V.ljn.) correspondant aux degrés de liberté q_2 et q_3 et pour les orientations ($X(\psi)$ et $Z(\phi)$) et vitesses angulaires (V.ang.) correspondant aux degrés de liberté q_4 et q_6 .

Code	Plongeon Nom	antéro-post. (q_2)		vertical (q_3)		salto (q_4)		vrille (q_6)	
		P_Y (m)	V.ljn. (m/s)	P_Z (m)	V.ljn. (m/s)	$X(\psi)$ (°)	V.ang. (°/s)	$Z(\phi)$ (°)	V.ang. (°/s)
201B	$\frac{1}{2}$ salto arrière	0,05	0,17	0,21	0,33	11	21	4	26
301B	$\frac{1}{2}$ salto arrière renversé	0,10	0,19	0,27	0,41	7	19	3	18
401B	$\frac{1}{2}$ salto avant retourné	0,19	0,29	0,18	0,33	15	24	10	18
103C	$\frac{1}{2}$ salto avant	0,26	0,80	0,20	0,81	44	73	19	133
5231D	$\frac{1}{2}$ salto arrière avec $\frac{1}{2}$ vrille	0,26	0,77	0,14	0,67	29	62	7	67
5231D	$\frac{1}{2}$ salto arrière avec $\frac{1}{2}$ vrille	0,29	0,56	0,12	0,40	18	40	7	67
5233D	$\frac{1}{2}$ salto arrière avec $\frac{1}{2}$ vrille	0,29	0,68	0,18	0,62	24	52	6	67
5233D	$\frac{1}{2}$ salto arrière avec $\frac{1}{2}$ vrille	0,29	0,29	0,41	0,76	10	41	19	124
Moyenne		0,19	0,47	0,21	0,54	20	42	9	65

Annexe VI

Le sondage de satisfaction suite à la formation des entraîneurs

À la fin de la deuxième séance de formation, un sondage mis en ligne et composé de 20 questions a été envoyé aux entraîneurs participants. Pour les 19 premières questions, les participants avaient le choix entre les quatre réponses suivantes : totalement d'accord, plutôt d'accord, plutôt en désaccord, totalement en désaccord. La vingtième question était un champ de texte facultatif invitant les entraîneurs à nous laisser leurs commentaires et suggestions. Ce sondage facultatif a été rempli par les 14 entraîneurs et a permis de connaître leur appréciation. La question numéro 20 a été remplie par trois participants qui ont laissé les commentaires et suggestions suivants¹ :

1. «J'ai bien apprécié avoir de l'aide plus individuel lors des exercices pratiques (circulation parmi les postes de travail). Les exemples étaient biens, mais j'aurais aimé qu'ils touchent plus de disciplines différentes histoire d'interpeler plus de gens, de varier et de mettre en contexte les entraîneurs de différentes disciplines. Finalement, j'aurais également aimé avoir des exemples concrets d'éducatifs/correctifs ou autres à pouvoir dire en gymnase directement aux athlètes par rapport aux concepts vus. Points ++ : - Formatrices très patientes et vulgarisent bien. - Logiciel super et très facile à utiliser.»

2. «La formation était très intéressante et pertinente pour mon "coaching". Par contre, le niveau de difficulté était assez élevé, donc je recommanderais cette formation au coach de niveau avancé. Ayant déjà effectué mon niveau 3 en gymnastique je comprenais bien les concepts biomécaniques. Toutefois les vidéos aident beaucoup à la compréhension globale. Merci»

3. «très intéressant Merci!!»

Le bilan des réponses aux 19 questions est le suivant :

1. Les commentaires et suggestions ont été copiés intégralement et n'ont pas été corrigés.

14 réponses

Résumé [Afficher les réponses complètes](#)

1. La formation a répondu à mes attentes.

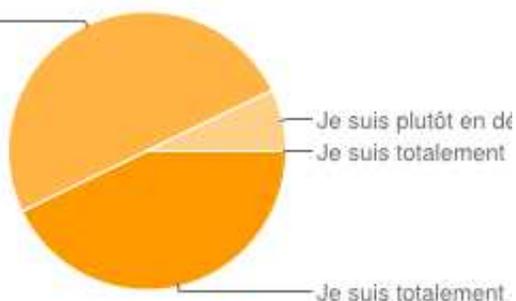
plutôt d'accord. [7]



Je suis totalement d'accord.	6	43%
Je suis plutôt d'accord.	7	50%
Je suis plutôt en désaccord.	1	7%
Je suis totalement en désaccord.	0	0%

2. Le niveau de difficulté de la matière abordée était approprié.

plutôt d'accord. [7]



Je suis totalement d'accord.	6	43%
Je suis plutôt d'accord.	7	50%
Je suis plutôt en désaccord.	1	7%
Je suis totalement en désaccord.	0	0%

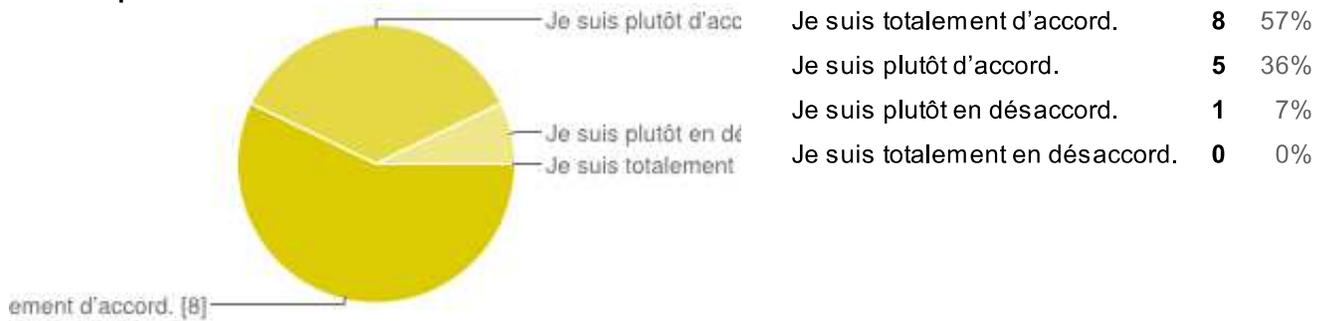
3. J'ai acquis de nouvelles connaissances et compétences grâce à la formation.

ment d'accord. [11]



Je suis totalement d'accord.	11	79%
Je suis plutôt d'accord.	3	21%
Je suis plutôt en désaccord.	0	0%
Je suis totalement en désaccord.	0	0%

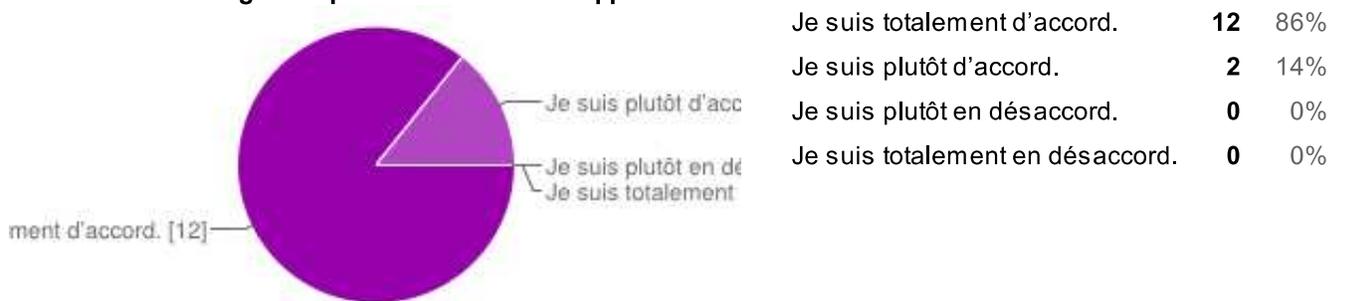
4. Les notions de biomécanique abordées étaient pertinentes et utiles à mon enseignement des sports acrobatiques.



5. Les notions étaient présentées et expliquées de façon claire.

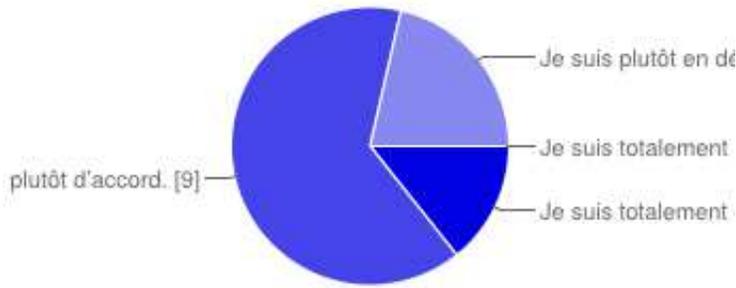


6. L'utilisation du logiciel a permis de mettre en application la matière étudiée.

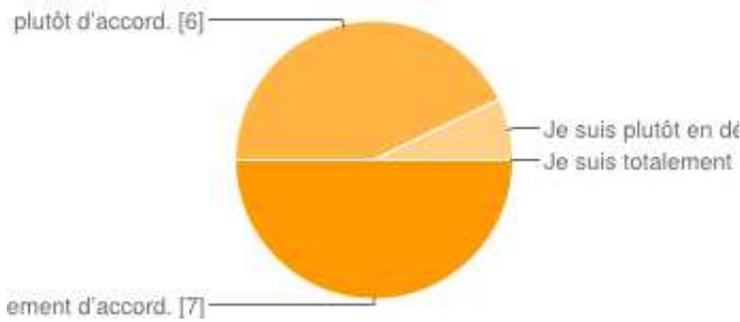


7. Le logiciel de simulation des acrobaties aériennes est facile à utiliser.

Je suis totalement d'accord.	2	14%
Je suis plutôt d'accord.	9	64%
Je suis plutôt en désaccord.	3	21%
Je suis totalement en désaccord.	0	0%

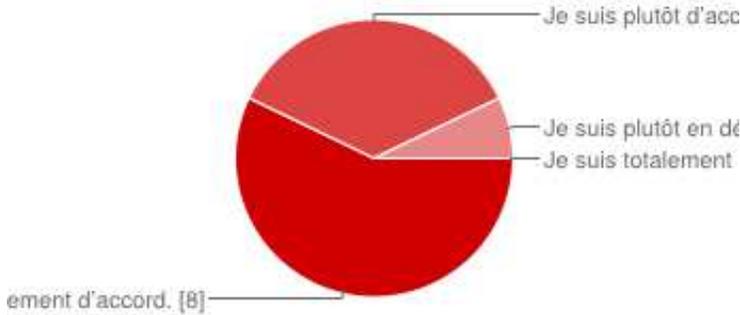


8. L'utilisation du logiciel de simulation pourrait m'aider à améliorer mon enseignement des acrobaties aériennes.



Je suis totalement d'accord.	7	50%
Je suis plutôt d'accord.	6	43%
Je suis plutôt en désaccord.	1	7%
Je suis totalement en désaccord.	0	0%

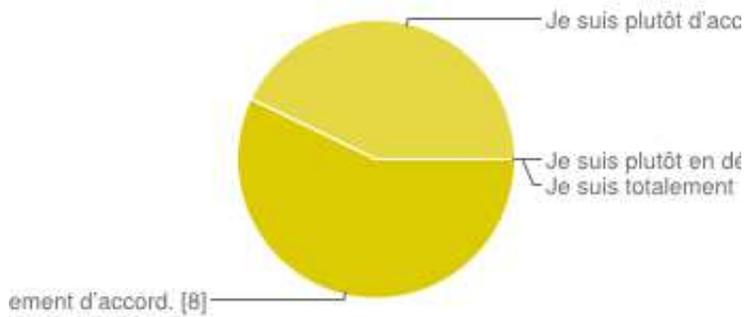
9. Les explications quant à l'utilisation du logiciel étaient appropriées et complètes.



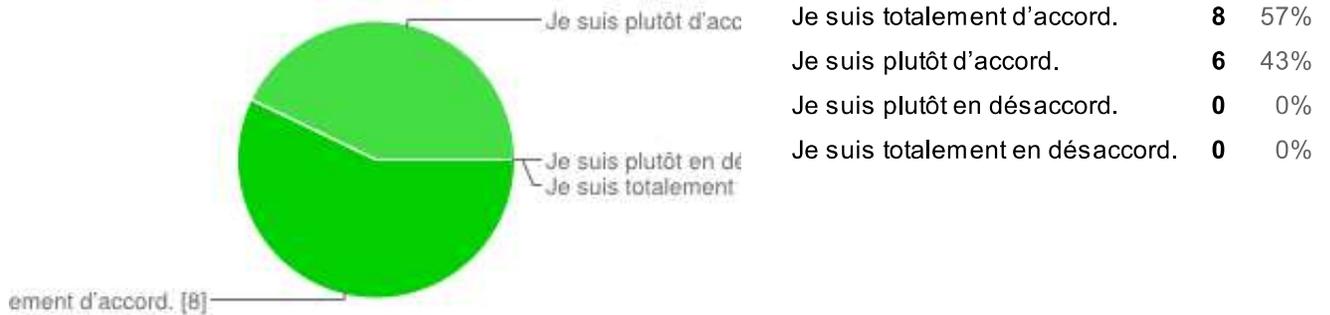
Je suis totalement d'accord.	8	57%
Je suis plutôt d'accord.	5	36%
Je suis plutôt en désaccord.	1	7%
Je suis totalement en désaccord.	0	0%

10. Le temps accordé aux exercices était adéquat.

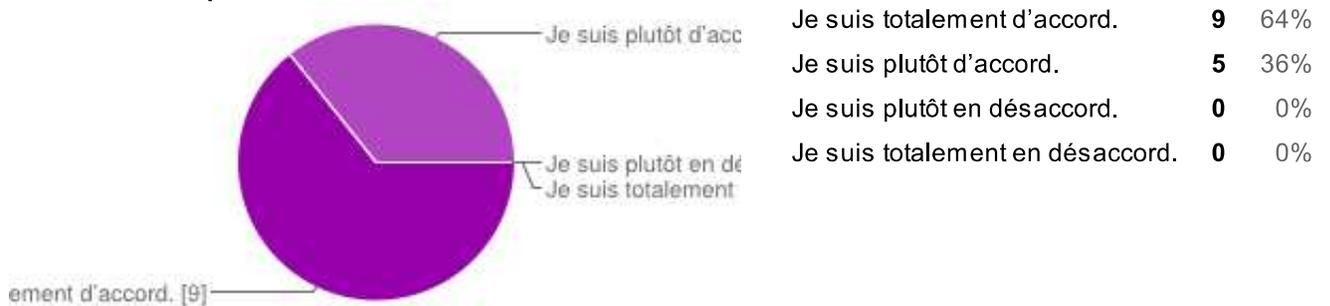
Je suis totalement d'accord.	8	57%
Je suis plutôt d'accord.	6	43%
Je suis plutôt en désaccord.	0	0%
Je suis totalement en désaccord.	0	0%



11. Les formatrices ont répondu de façon satisfaisante à mes questions.

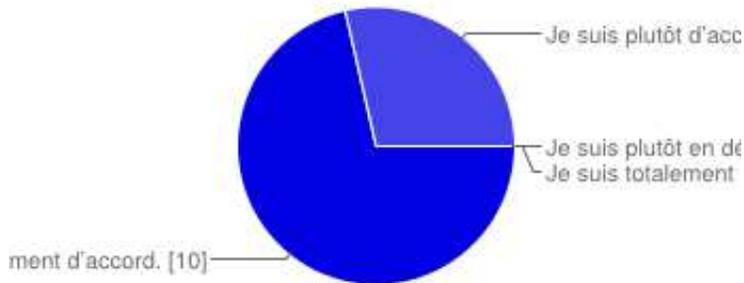


12. Les formatrices ont appuyé leurs explications d'exemples concrets facilitant la compréhension des différents concepts.

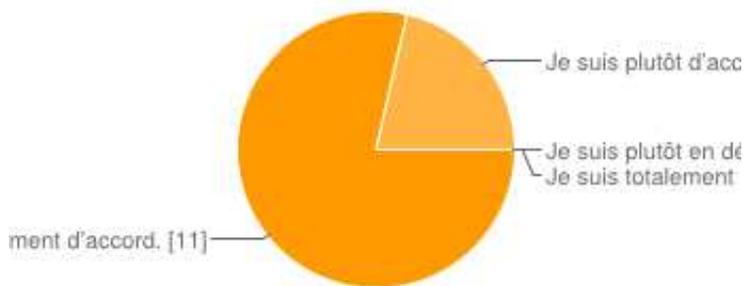


13. Les formatrices maîtrisent la matière présentée.

Je suis totalement d'accord.	10	71%
Je suis plutôt d'accord.	4	29%
Je suis plutôt en désaccord.	0	0%
Je suis totalement en désaccord.	0	0%

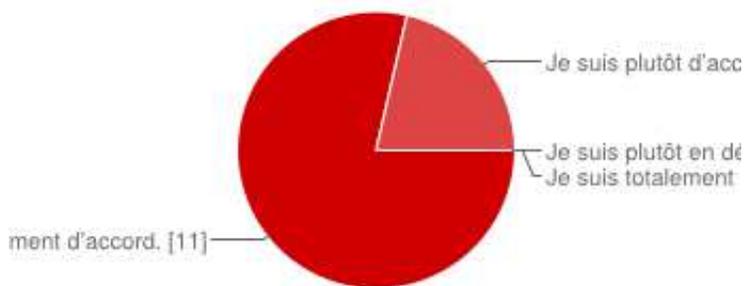


14. Les supports visuels utilisés étaient pertinents et facilitaient la compréhension des différents concepts.



Je suis totalement d'accord.	11	79%
Je suis plutôt d'accord.	3	21%
Je suis plutôt en désaccord.	0	0%
Je suis totalement en désaccord.	0	0%

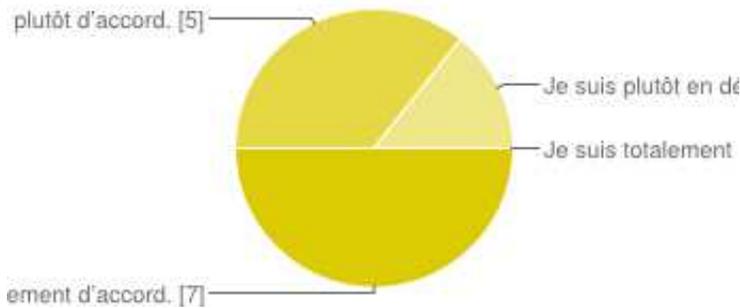
15. Les formatrices étaient à l'écoute des participants et demandaient régulièrement s'ils avaient des questions.



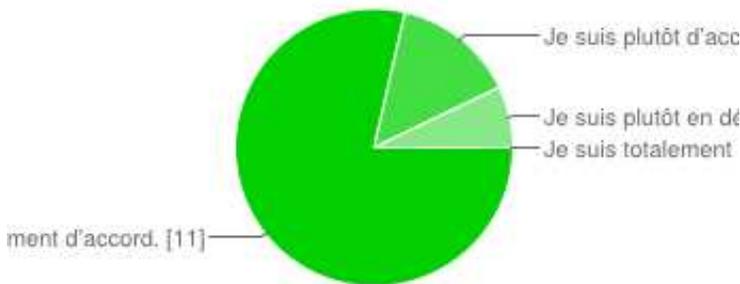
Je suis totalement d'accord.	11	79%
Je suis plutôt d'accord.	3	21%
Je suis plutôt en désaccord.	0	0%
Je suis totalement en désaccord.	0	0%

16. La durée totale de la formation (2 séances de 2h30 chacune) était adéquate.

Je suis totalement d'accord.	7	50%
Je suis plutôt d'accord.	5	36%
Je suis plutôt en désaccord.	2	14%
Je suis totalement en désaccord.	0	0%

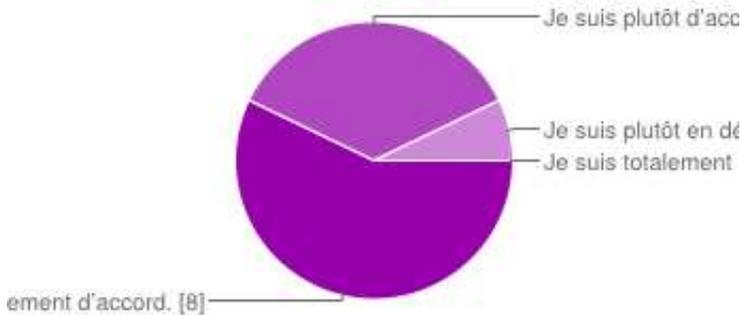


17. De façon générale, j'ai apprécié la formation.



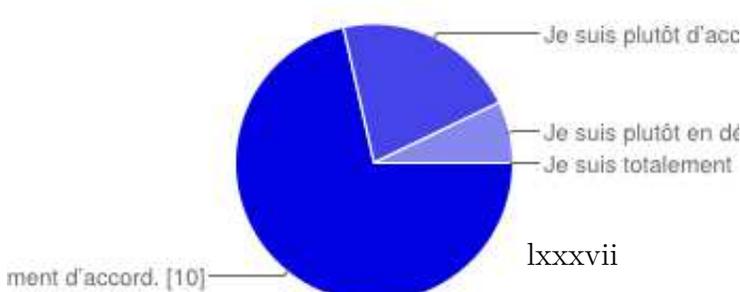
Je suis totalement d'accord.	11	79%
Je suis plutôt d'accord.	2	14%
Je suis plutôt en désaccord.	1	7%
Je suis totalement en désaccord.	0	0%

18. Je pense que je vais utiliser ce que j'ai appris durant la formation dans ma pratique.



Je suis totalement d'accord.	8	57%
Je suis plutôt d'accord.	5	36%
Je suis plutôt en désaccord.	1	7%
Je suis totalement en désaccord.	0	0%

19. Je recommanderais cette formation à d'autres entraîneurs.



Je suis totalement d'accord.	10	71%
Je suis plutôt d'accord.	3	21%
Je suis plutôt en désaccord.	1	7%
Je suis totalement en désaccord.	0	0%