

Thèse de doctorat

**Pour obtenir le grade de Docteur de l'Université de
VALENCIENNES ET DU HAINAUT-CAMBRESIS**

Discipline, spécialité selon la liste des spécialités pour lesquelles l'Ecole Doctorale est accréditée :
Biomécanique

Présentée et soutenue par Aurore, HUCHEZ.

Le 22/01/2013, à Valenciennes

Ecole doctorale :

Sciences Pour l'Ingénieur (SPI)

Equipe de recherche, Laboratoire :

Laboratoire d'Automatique, de Mécanique et d'Informatique Industrielles et Humaines (LAMIH)

**ETUDE DE LA GESTION ET DU CONTROLE DE L'INERTIE LORS DE LA
REALISATION D'UNE TACHE ACROBATIQUE COMPLEXE EN GYMNASTIQUE**

JURY

Président du jury

- Guerra, Thierry-Marie. Professeur. Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambrésis.

Rapporteurs

- Multon, Franck. Professeur. Université de Rennes 2.
- Chèze, Laurence. Professeur. Université Claude Bernard Lyon 1.

Examineurs

- Tordi, Nicolas. Professeur. Université de Besançon.
- Amarantini, David. Maître de conférences. Université de Toulouse 3.
- Guerra, Thierry-Marie. Professeur. Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambrésis.

Directeur de thèse

- Barbier, Franck. Professeur. Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambrésis.

Co-directeur de thèse : Holvoet, Patrice. Maître de conférences. Université de Lille 2.

Co-encadrant : Begon, Mickaël. Professeur. Université de Montréal.

Remerciements

Différentes rencontres ont jalonné mon parcours, de ma première « ascension » tremblotante sur cette si haute barre, encadrée par **Anne Lejot** au Gymnique Club Douaisien, à aujourd'hui. Ces quelques lignes expriment mes remerciements les plus chaleureux aux différentes personnes qui m'ont accompagnée au cours de ce travail de thèse ou qui l'ont indirectement influencé à travers notre rencontre...

Mon intérêt pour l'analyse et la compréhension du mouvement est né au cours de ma formation de gymnaste à Hénin-Gym (grâce à **Jérôme Martin**, **Michel Faburé** et **Ahmed Malki**) et de ma formation en STAPS préparatoire au CAPEPS puis à l'Agrégation Externe (grâce à **Catherine Desramaut**, **Caroline Kmita** et **Christine Lefranc**). Il m'a amenée à intégrer le Laboratoire d'Automatique de Mécanique et d'Informatique industrielles et Humaines de Valenciennes pour mon Master 2 recherche, qui fut l'occasion d'une collaboration avec **Yann Coello**. **Nicolas Delattre** m'a alors transmis ses connaissances sur le VICON[®] Peak Motus et m'a apporté son aide pour des pré-expérimentations en salle de gymnastique et pour le *tracking*. Je le remercie de sa disponibilité et de son ingéniosité pour faire tenir le « sputnik » entre les barres à l'aide de caisses et divers matériels de gymnastique. La capture du mouvement, puisqu'infructueuse en salle de gymnastique, a finalement eu lieu au LAMIH, grâce à la participation de **Julie Duflos**, gymnaste au club d'Hénin-Gym. Je remercie **Daniel Tranchant**, président de ce club, et **Jérôme Martin**, entraîneur, d'avoir permis à leurs gymnastes de participer à mon protocole de thèse. L'expérimentation n'aurait pas été possible non plus sans la participation de mes étudiantes optionnaires gymnastique, des gymnastes de l'équipe FFSU de l'UVHC encadrée par **Sandrine Decroos Lemaitre** et sans l'aide de **Patrice Myller** (VUC Gym) et **Christine Lefranc** (LUC Gym) qui m'ont prêté des barres asymétriques, des tapis et un châssis auto-stable. Merci à tous les hommes forts du laboratoire qui ont déplacé – au prix de quelques cascades mémorables – plus d'une tonne de bordures de trottoir et divers blocs de béton pour stabiliser le châssis.

Au sein du LAMIH, **Christophe Gillet** a largement contribué à la réalisation de l'expérimentation grâce à sa maîtrise du VICON[®], son savoir-faire, sa rigueur et son ingéniosité (nettoyage de la magnésie sur les marqueurs, pratique des barres en bonnet de bain...). Son calme olympien face aux difficultés rencontrées lors du déroulement du protocole ou lors de l'introduction de nouvelles variables dans le code de calcul développé avec Franck a été pour moi très rassurant. Je tiens à le remercier pour son soutien et sa disponibilité.

Franck Barbier, co-directeur de cette thèse, a su être à l'écoute et faire preuve de qualités humaines me permettant d'apprendre avec plaisir à ses côtés. J'ai apprécié, dès les premiers cours qu'il m'a dispensés en master 2, sa faculté d'être toujours pédagogue dans ses explications. Sa capacité à pointer ce qu'il y a de positif et d'enthousiasmant dans la façon dont son interlocuteur réfléchit révèle à la fois son humilité et sa volonté d'instaurer avec ses étudiants une réelle interaction plutôt qu'un échange magistral. A l'issue de toutes les réunions de travail sur la thèse, je ne suis toujours pas Leelo, mais j'ai au moins réussi à ne pas devenir Perdita.

Patrice Holvoët, mon co-directeur et collègue à la Faculté des Sciences du Sport de Lille, m'a suivie au quotidien. Je le remercie pour tout le temps qu'il m'a consacré, et pour nos nombreux échanges. Il a su rester toujours optimiste et me remotiver lors des périodes de découragement. Il m'a également fait confiance en me donnant des enseignements de Licence. J'apprécie nos échanges sur le contenu de nos cours, qu'il s'agisse d'initier les étudiants à la biomécanique ou de les former en gymnastique. Nul doute que l'utilisation des nouveaux outils biomécaniques qui arrivent dans notre faculté nous permettront de continuer à échanger et à satisfaire notre curiosité en travaillant sur de nouvelles recherches ou en concevant des exploitations et applications en travaux dirigés.

C'est à l'occasion de sa venue au LAMIH et d'une collaboration avec **Diane Haering** en juin 2011 que j'ai eu le plaisir de rencontrer **Mickael Begon**. Notre collaboration a emmené mon travail de thèse dans une direction que je n'avais pas forcément imaginée au tout départ. Il m'a réellement semblé partir à la découverte d'un nouveau territoire lorsqu'il m'a initiée à la simulation et à l'optimisation. J'ai beaucoup appris grâce à nos échanges. Ce travail m'a amenée à adopter des points de vue nouveaux et à élaborer des outils de réflexion totalement différents de ceux que je possédais en tant que professeur d'EPS. Sa disponibilité a été remarquable, alors que quelques 5700 kilomètres nous séparent. L'efficacité et la rigueur dont il fait preuve sont pour moi exemplaires.

Merci à **Laurence Chèze et Franck Multon** d'avoir accepté d'être rapporteurs afin de juger et d'expertiser ce travail. Merci à **David Amarantini, Thierry-Marie Guerra et Nicolas Tordi**, examinateurs, d'avoir accepté de s'intéresser à mes travaux.

Merci à **ma famille et à mes parents**, qui ont peut-être ponctuellement regretté d'avoir fait de moi une fille persévérante et investie, mais depuis « Béatrice et Yves » ils savaient à quoi s'attendre! Je vous rassure, cliquer frénétiquement sur des points verts et rouges n'est pas un toc. Cela n'a pas dû faire toujours sens pour vous, mais vous avez su me soutenir au quotidien. Merci maman pour le temps passé à la relecture. Et je n'oublierai pas : 🎵 Lorsque je vois une montée un peu pentue pour moi 🎵 Sans hésiter et du bon pied j'attaque par le bas 🎵 Je ne dis pas "je ne peux pas, je n'y arriverai pas" 🎵 Je me dis "on verra" et je monte cahin-caha (bis) 🎵

Merci à **Nicolas** d'avoir compris qu'il me tenait à cœur de découvrir la recherche. Tu as été le témoin de tous mes moments d'enthousiasme et de découragement, et à ce titre, cette thèse est un peu la tienne. Tu sais bien que je n'en ai pas fini avec « les v biscornus » et tous leurs amis, mais j'ai hâte de profiter l'esprit plus libre à tes côtés des triathlons, de l'Aveyron et des Hautes Alpes. Merci de m'avoir soutenue et de combler ma vie au quotidien. Merci à **Brigitte et Alain**.

Table des matières

Table des matières.....	6
Table des figures.....	11
Liste des tableaux.....	13
Annexes.....	14
Préambule.....	16
Introduction générale.....	19
1 CONTRAINTES BIOMECAIQUES.....	21
1.1 Rotation autour de la barre inférieure.....	21
1.2 Phase d'envol.....	22
1.3 Saisie et rotation autour de la barre supérieure.....	22
2 CONTRAINTES ENVIRONNEMENTALES, DE LA TACHE ET DE L'ORGANISME	23
3 PLAN.....	23
Facteurs biomécaniques déterminant la performance dans la réalisation du pieds-barre temps de ventre.....	25
1 ETUDE BIOMECAIQUE DES ELEMENTS AVEC ENVOL AUX BARRES DANS LA LITTERATURE.....	26
1.1 Différentes catégories d'acrobaties aux barres qui ont fait l'objet d'études scientifiques.....	27
1.2 Etudes biomécaniques réalisées sur des catégories de mouvements semblables au PBTV.....	27
1.3 Originalité d'une étude sur le PBTV.....	28
2 LE PIEDS BARRE TEMPS DE VENTRE, UNE TACHE BIOMECAIQUE COMPLEXE.....	31
2.1 Analyse descriptive.....	32
2.1.1 Phase de rotation autour de la barre inférieure.....	32
2.1.2 Phase d'envol.....	32
2.1.3 Phase de rotation autour de la barre supérieure.....	32
2.2 Une double contrainte.....	33
3 PROTOCOLE EXPERIMENTAL.....	34
3.1 Acquisition du mouvement.....	35
3.1.1 Modèle géométrique et inertiel.....	35
3.1.2 Matériel.....	36
3.1.3 Calibration du système :.....	38

3.2	Traitement des mesures des positions des marqueurs anatomiques :.....	39
3.2.1	Vérification de la labélisation de marqueurs :.....	39
3.2.2	Interpolation des marqueurs occultés.....	39
3.3	Traitement des signaux :.....	39
3.4	Précision du système et erreurs de mesure :.....	40
3.4.1	Précautions prises pour la mesure des coordonnées des marqueurs :	40
3.4.2	Estimation de l'incertitude de mesure :.....	40
3.5	Code de calcul :	42
3.6	Déroulement du protocole	42
3.6.1	Sujets ayant participé à l'étude.....	42
3.6.2	Procédure.....	43
4	ANALYSE BIOMECHANIQUE DU PBTV	45
4.1	Calcul des paramètres biomécaniques :.....	46
4.1.1	Calcul des paramètres temporels :.....	46
4.1.2	Calcul des positions des centres de masse	47
4.1.3	Calcul des vitesses du centre de masse :	47
4.1.4	Calcul de l'angle de lâcher	48
4.1.5	Calcul de l'angle de saisie :.....	48
4.1.6	Calcul du rayon de rotation du centre de masse autour des barres :	48
4.2	Résultats de l'analyse biomécanique du PBTV :.....	48
4.2.1	Conditions d'éjection au lâcher et effets sur la balistique du centre de gravité du corps	49
4.2.2	Saisie de la barre supérieure :.....	51
4.3	Analyse des différences de trajectoire du centre de gravité des gymnastes du groupe A et du groupe B :	52
4.3.1	Conditions initiales au lâcher et effets sur la balistique du centre de gravité du corps :	52
4.3.2	Saisie de la barre supérieure :.....	56
5	ETUDE DES MOMENTS D'INERTIE ET CINETIQUE	58
5.1	Calcul des paramètres	59
5.1.1	Repères	59
5.1.2	Méthode pour l'analyse des moments d'inertie et moments cinétiques.....	60
5.1.3	Paramètres relatifs aux configurations segmentaires	67
5.2	Résultats de l'analyse des moments d'inertie et cinétiques du P.B.T.V. :	67
5.2.1	Les moments cinétique et d'inertie au lâcher de la barre inférieure :	67
5.2.2	Le contrôle de l'orientation du corps pendant la phase d'envol :	68
5.2.3	Configurations segmentaires :.....	80
5.3	Discussion.....	85

5.3.1	Conclusion.....	87
Le couplage perception-action lors du pieds barre temps de ventre..... 92		
1.	INTRODUCTION.....	94
2.	REVUE DE LITTERATURE	96
2.1.	Ce que l'on connaît du contrôle des tâches acrobatiques	97
2.1.1.	Contrôle d'un déplacement par rapport à une direction.....	97
2.1.2.	Etude du rôle de la vue dans le contrôle des tâches acrobatiques	99
2.2.	Intérêt d'une étude sur le PBTV et hypothèses :	101
3.	CONTROLE DU PIEDS BARRE TEMPS DE VENTRE	103
3.1.	Protocole.....	104
3.2.	Calcul des paramètres :.....	104
3.2.1.	Evolution au cours du temps de l'angle θ	104
3.2.2.	Distance main - cible.....	105
3.2.3.	Temps de vol	106
3.2.4.	Temps avant saisie	106
3.2.5.	Instants remarquables	106
3.2.6.	Fonctions tau	106
3.2.7.	Régressions linéaires	107
3.2.8.	Opérationnalisation des hypothèses grâce aux paramètres	107
3.3.	Résultats :	108
3.3.1.	Utilisation d'une procédure de collision contrôlée	108
3.3.2.	Couplage $\tau(D)-\tau(\theta)$	110
4.	EFFETS DE PERTURBATIONS INERTIELLES SUR LES LOIS DE CONTROLE 114	
4.1.	Hypothèse :.....	115
4.2.	Protocole.....	115
4.3.	Traitement des données :	116
4.4.	Résultats :	117
5.	EFFETS DE PERTURBATIONS DE NATURE VISUELLE SUR LES LOIS DE CONTROLE.....	119
5.1.	Hypothèse	120
5.2.	Protocole :.....	120
5.3.	Résultats.....	121
6.	DISCUSSION	123
6.1.	Le guidage du PBTV :	124
6.1.1.	Le type de collision mis en jeu.....	124
6.1.2.	Le contrôle de l'orientation du tronc et du déplacement des mains :.....	125

6.2.	Effets des perturbations	127
La simulation et l'optimisation du pieds barre temps de ventre.....		130
1	INTRODUCTION.....	131
2	REVUE DE LITTERATURE	134
2.1	Les degrés de liberté et la paramétrisation des données d'entrée.....	135
2.2	Les modèles anthropométriques	136
2.3	Les intérêts de la simulation	136
2.3.1	Comprendre les facteurs de la performance	137
2.3.2	Optimiser la performance.....	138
2.3.3	Tester la faisabilité de nouveaux éléments.....	139
2.4	L'optimisation avec contraintes sur des lois de contrôle du mouvement.....	140
2.5	Synthèse.....	140
3	METHODE	141
3.1	Définition du modèle de simulation	142
3.1.1	Chaîne cinématique arborescente et composants du modèle	142
3.1.2	Le modèle dynamique de gymnaste :.....	148
3.1.3	La simulation.....	148
3.2	L'optimisation paramétrique	149
3.2.1	La maximisation de la performance	149
3.2.2	La paramétrisation de la cinématique articulaire	149
3.2.3	Les conditions du rattrapé	151
3.2.4	Les contraintes sur la variation du moment d'inertie et la loi de contrôle moteur 153	
3.3	La détermination des solutions initiales	154
3.3.1	La définition des repères locaux anatomiques	154
3.3.2	L'approximation des cinématiques articulaires :.....	155
3.3.3	La contrainte sur la dynamique de chute libre	155
3.3.4	La détermination du nombre de nœuds pour paramétrer les cinématiques articulaires	156
3.4	Réduction des données et analyses statistiques	156
3.4.1	Quantification des facteurs de la performance	156
3.4.2	Modifications cinématiques des performances optimales.....	157
3.4.3	Effet de la loi de contrôle sur le réalisme des mouvements.....	157
4	RESULTATS	158
4.1	Approximation des données réelles	159

4.2	L'optimisation sans contrainte.....	159
4.2.1	Amélioration de la performance par optimisation.....	159
4.2.2	Modification de la cinématique.....	161
4.3	L'optimisation avec contrainte sur la variation du moment d'inertie transverse	166
4.3.1	Amélioration de la performance par optimisation.....	166
4.3.2	Modification de la cinématique.....	167
4.4	L'optimisation avec contraintes introduisant la loi de contrôle moteur	169
5	DISCUSSION	170
5.1	Limites de l'étude et améliorations envisagées	171
5.1.1	Limites dues au modèle de simulation	171
5.1.2	Obtention des données réelles	171
5.1.3	Le nombre de solutions trouvées.....	172
5.1.4	La vitesse de variation du moment d'inertie et les vitesses articulaires.....	172
5.2	Amélioration de la performance et modification de la cinématique	173
5.2.1	L'optimisation sans contrainte	173
5.2.2	L'optimisation avec contrainte sur la variation du moment d'inertie transverse 175	
5.2.3	L'optimisation avec contraintes introduisant la loi de contrôle moteur.....	175
6	CONCLUSION.....	177
	Conclusion générale et perspectives.....	180
	Annexes	185
	Bibliographie.....	207

Table des figures

Figure 1. : Illustration du pieds-barre temps de ventre dans le code F.I.G. (2013).....	17
Figure 2 : La phase de rotation autour de la barre inférieure	33
Figure 3 : La phase d'envol	33
Figure 4 : La phase de rotation autour de la barre supérieure	33
Figure 5 : Vue de face et de dos du sujet portant les marqueurs rétro réfléchissants et modèle associé dans Nexus (c)	36
Figure 6: Illustration du positionnement des caméras dans le laboratoire	37
Figure 7: Schéma issu de Hiley et Yeadon (2003) présentant les différences de trajectoire du centre de gravité lors de la réalisation de deux techniques différentes de grand tour arrière préparatoire à une sortie en barre fixe.....	54
Figure 8 : Les trois types de repères utilisés.....	59
Figure 9 : Sens de rotation positif ou négatif pour chacun des trois axes.....	66
Figure 10 : Valeurs des moments cinétique et d'inertie (transverse) relatifs au lâcher pour les deux groupes	68
Figure 11 : Les moments d'inertie du corps autour des 3 axes pendant la phase d'envol.....	70
Figure 12 : Les angles hanche et épaule dans le plan sagittal pendant la phase d'envol.....	71
Figure 13 : Comparaison des paramètres liés à la rotation pendant l'envol entre les deux groupes.....	72
Figure 14 : Moment cinétique global au CG et contributions des bras, du tronc et des jambes au moment cinétique transverse essai d'une gymnaste du groupe A.....	73
Figure 15 : Moment cinétique global au CG et contributions des bras, du tronc et des jambes au moment cinétique transverse, sujet AC (groupe B).....	75
Figure 16 : Les moments d'inertie du corps autour des 3 axes pendant la phase d'envol (tous les essais). Traits pleins : G.A., traits pointillés : G.B.....	76
Figure 17 : Moment cinétique global au CG et contributions des bras, du tronc, des jambes au moment cinétique transverse, sujet PR (groupe B).....	77
Figure 18 : Moment cinétique global au CG et contributions des bras, du tronc et des jambes au moment cinétique transverse, sujet MR (groupe A).....	78
Figure 19 : Moment cinétique normalisé par rapport aux mains au moment où la gymnaste atteint l'allongement maximum sous la barre.....	79
Figure 20 : Evolution des angles hanche et épaule pour deux sujets appartenant à chacun des groupes.....	84
Figure 21 : Représentation de l'angle θ , calculé par soustraction des angles β et α	104
Figure 22 : $Tau \theta$ en fonction du temps avant saisie pour le groupe A (en haut) et le groupe B (en bas).....	109
Figure 23 : $Tau D$ en fonction de $Tau \theta$ pour le groupe A (en haut) et le groupe B (en bas).....	111
Figure 24 : Chronologie des événements remarquables et des lois de contrôle sur un essai caractéristique d'une gymnaste du groupe A.....	112
Figure 25 : Chronologie des événements remarquables et des lois de contrôle sur un essai caractéristique d'une gymnaste du groupe B.....	113
Figure 26 : Arbre décisionnel utilisé pour retenir les essais analysés.....	116
Figure 27 : valeurs de pente et pourcentage du temps avant saisie auquel la relation s'établit pour la loi de contrôle $\tau(\theta)=f(T.A.S.)$, chez les gymnastes du groupe A et du groupe B.....	117

Figure 28 : valeurs de pente et pourcentage du temps avant saisie auquel la relation s'établit pour la loi de contrôle $\tau(D)-\tau(\theta)$, chez les gymnastes du groupe A et du groupe B.....	118
Figure 29 : Masques utilisés pour la condition yeux fermés.....	120
Figure 30 : Valeurs de pente et pourcentage du temps avant saisie auquel la relation s'établit pour les deux lois de contrôle, chez les gymnastes du groupe A et du groupe B (conditions normale et yeux fermés).....	122
Figure 31 : Elan circulaire libre en arrière (barre supérieure) jambes écartées avec changement de prises à la suspension barre inférieure (4.202 Code F.I.G. 2013).....	127
Figure 32 : Appui dorsal (barre supérieure), tour d'appui dorsal en arrière en sautant à la suspension barre inférieure.....	127
Figure 33 : Paramètres et ddL du modèle.....	147
Figure 34 : Les valeurs aux nœuds choisies comme variables d'optimisation (Seguin, 2003).....	150
Figure 35 : Illustration des contraintes sur le rattrapé.....	152
Figure 36 : Evolution du coefficient de corrélation sur les positions, vitesses et accélérations (approximées par les splines C3 / optimisées avec la contrainte non linéaire) en fonction du nombre d'intervalles entre les nœuds (moyenne sur les 7 degrés de liberté pilotés correspondant aux paramètres d'entrée de la simulation).....	160
Figure 37 : Valeurs moyennes des scores des mouvements réels simulés et des mouvements optimisés pour les deux groupes.....	161
Figure 38 : Mouvements réel et optimisé sans contrainte d'une gymnaste du groupe A (Gym 10 Essai 154).....	162
Figure 39 : Mouvements réel et optimisé sans contrainte d'une gymnaste du groupe A (Gym 12 Essai 180).....	162
Figure 40 : Mouvement réel et optimisé sans contrainte d'une gymnaste du groupe B (Gym 14 Essai 198).....	163
Figure 41 : Mouvement optimisé d'une gymnaste du groupe B (Gym 14 Essai 200).....	163
Figure 42 : Mouvement optimisé d'une gymnaste du groupe A (Gym 5 Essai 66).....	163
Figure 43 : Flexion et abduction de hanches du mouvement optimisé d'une gymnaste du groupe B (Gym 14 Essai 200).....	164
Figure 44 : Elévation d'épaules (en haut) et abduction de hanches (en bas) du mouvement réel et optimisé sans contrainte d'une gymnaste du groupe A (Gym 5 Essai 66).....	165
Figure 45 : Valeurs moyennes des scores des mouvements optimisés avec contrainte sur le moment d'inertie transverse pour les groupes A et B.....	166
Figure 46 : Flexion de hanche du mouvement optimisé (contraint par la moyenne des valeurs réelles du groupe A) d'une gymnaste du groupe A (Gym 5 Essai 66).....	167
Figure 47 : Abduction de hanche du mouvement optimisé (contraint par la moyenne des valeurs réelles du groupe A) d'une gymnaste du groupe A (Gym 5 Essai 66).....	168
Figure 48 : Mouvement optimisé d'une gymnaste du groupe A (contraint par la moyenne des valeurs réelles du groupe A) (Gym 5 Essai 65).....	168
Figure 49 : Comparaison des coefficients de corrélation (R2) avec et sans contrainte sur la loi de contrôle $\tau(\theta)$ pour les membres inférieurs et supérieurs.....	169
Figure 50 : Solution consistant à accroître la rotation externe du bras sur certains mouvements optimisés.....	174

Liste des tableaux

Tableau 1 : Valeurs des paramètres au lâcher rapportés par Brüggemann et al (1994) pour le Tkachev jambes écartées, le Tkachev jambes serrées et le Marinich.....	29
Tableau 2 : Valeurs des paramètres au lâcher rapportés par Gervais et Tally (1993) pour le Tkachev jambes écartées.....	29
Tableau 3 : Valeurs des paramètres au lâcher rapportés par Irwin, Manning et Kerwin (2011) [citant Kerwin et Irwin (2010)] pour différentes variantes du Tkachev.....	30
Tableau 4 : RMSE et pourcentage d'erreur pour les longueurs segmentaires.....	41
Tableau 5 : Paramètres anthropométriques et âge des sujets du groupe A.....	43
Tableau 6 : Paramètres anthropométriques et âge des sujets du groupe B.....	43
Tableau 7 : Vitesses linéaires moyennes en x, y et z du centre de gravité du corps des gymnastes des groupes A et B à l'instant du lâcher	50
Tableau 8 : Valeurs de l'ensemble des paramètres pour les deux groupes.....	52
Tableau 9 : Coefficient de variation du moment cinétique pendant le vol pour tous les essais par rapport aux trois axes.....	69
Tableau 10 : Valeurs de l'ensemble des paramètres considérés.....	80
Tableau 11 : Différences de configurations segmentaires entre les deux groupes pendant la rotation autour de la barre inférieure.....	83
Tableau 12 : Différences de configurations segmentaires entre les deux groupes pendant la phase d'envol.....	85
Tableau 13 : Implications du changement de tau, d'après Lee, Young et Rewt, 1992.....	97
Tableau 14 : Moyennes et écarts-types des régressions linéaires ($\tau\theta$ -TAS).....	108
Tableau 15 : Moyennes et écarts-types des régressions linéaires ($\tau\theta$ - τD).....	110
Tableau 16 : Modèle géométrique de gymnaste. ψ, θ et ϕ correspondent aux trois angles successifs d'une séquence de Cardan ou d'Euler du segment par rapport au segment parent, P_x, P_y, P_z à la translation de son origine. Les paramètres p_1 à p_8 sont les dimensions anthropométriques propres de la gymnaste. Les signes négatifs devant les degrés de liberté (q) ont pour fonction de rendre le mouvement symétrique.....	146
Tableau 17 : Butées articulaires du modèle pour les 13 degrés de liberté.....	150

Annexes

Figure A1 : Deux complexifications possibles du pieds barre temps de ventre.....	191
Figure A2: Evolution typique pour un sujet du groupe A de la distance entre le centre de gravité du corps et la barre pendant l'oscillation sous la barre inférieure.....	191
Tableau T.A 1 : Panorama de différents tests utilisés pour analyser la précision des systèmes d'analyse gestuelle.....	192
Figure A4 : Evolution moyenne pour les sujets des deux groupes de l'angle du vecteur vitesse linéaire du centre de gravité du corps dans le plan sagittal à partir du passage à la verticale de la barre inférieure et jusqu'à l'instant de lâcher.....	193
Figure A5 : Trajectoires des centres de gravité du corps et de la main droite dans le plan sagittal pour le groupe A et le groupe B.....	194
Figure A6 : Positions en y et z du centre de gravité du corps à l'apogée de la trajectoire aérienne pour les deux groupes.....	195
Figure A7 : Valeur moyenne au pic de la vitesse (en x, y, z) du centre de gravité des mains (en m.s-1) pour les deux groupes.....	196
Figure A8 : Valeur moyenne du temps réel au pic de la vitesse (en x, y, z) du centre de gravité des mains (en m.s-1) pour les deux groupes.....	196
Figure A9 : Valeur moyenne du temps avant saisie normalisé au pic de la vitesse (en x, y, z) du centre de gravité des mains (en m.s-1) pour les deux groupes.....	197
Figure A10: Norme de la vitesse du centre de gravité des mains (en m.s-1) pour les deux groupes.....	197
Figure A11 : Vitesse en x du centre de gravité des mains (en m.s-1) pour les deux groupes.....	198
Figure A12: Vitesse en y du centre de gravité des mains (en m.s-1) pour les deux groupes.....	198
Figure A13: Vitesse en z du centre de gravité des mains (en m.s-1) pour les deux groupes.....	198
Figure A14 : Valeurs moyennes de l'angle de saisie pour les deux groupes.....	199
Figure A15 : Evolution de l'angle entre le vecteur vitesse linéaire du centre de gravité et l'horizontale, dans le plan sagittal, de l'instant de saisie jusqu'au passage sous la verticale de la barre supérieure.....	200
Figure A16 : Les moments d'inertie du corps autour des 3 axes pendant la phase d'envol (tous les essais). Traits pleins : G.A., traits pointillés : G.B.....	201
Figure A17 : L'amplitude d'extension de hanche entre le passage à la verticale de la barre inférieure et le lâcher.....	202
Figure A18 : L'angle entre le centre de gravité et l'horizontale de la barre inférieure au pic de vitesse d'extension de hanche.....	202
Figure A19 : Les valeurs de pics de vitesse d'extension de hanche.....	203
Figure A20 : Le temps au pic de vitesse en extension de hanche.....	203
Figure A21 : L'amplitude de l'antéimpulsion entre le passage à la verticale de la barre inférieure et le lâcher.....	204
Figure A22 : Le pic de vitesse d'antéimpulsion.....	204
Figure A23 : Le temps au pic de vitesse d'antéimpulsion.....	205
Figure A24 : Valeurs des masses additionnelles placées aux bras, au tronc, aux jambes en pourcentage de la masse corporelle.....	
Tableau T.A2 : Longueurs segmentaires en cm des gymnastes participant à l'expérience.....	206
Tableau T.A3 : Masses segmentaires en kg des gymnastes participant à l'expérience.....	207
Figure A25 : Positions réelles (en bleu) et approximées grâce aux splines C3 (en rouge) pour les 13 degrés de liberté.....	208

Figure A26 : Vitesses réelles (en bleu) et approximées grâce aux splines C3 (en rouge) pour les 13 degrés de liberté.....	209
Figure A27 : Accélérations réelles (en bleu) et approximées grâce aux splines C3 (en rouge) pour les 13 degrés de liberté.....	210
Figure A28 : Différences entre positions réelles et approximées du centre de gravité du corps pendant la phase aérienne.....	211

Préambule

Mon travail de thèse est le fruit d'une démarche d'analyse sur la motricité gymnique née de ma pratique physique au club d'Hénin-Gym puis de ma pratique professionnelle comme enseignante à la Faculté des Sciences du Sport et de l'Education Physique (F.S.S.E.P.) de Lille. Lors de la préparation de la troisième épreuve orale de l'agrégation externe aux barres asymétriques, j'ai été confrontée à une évolution réglementaire pénalisant le passage d'une barre à l'autre sans réalisation d'élément. Pour répondre à cette évolution, j'ai choisi d'apprendre à réaliser un élément couramment appelé « pieds-barre temps de ventre ». C'est cet élément qui a servi de support à l'analyse vidéo de ma propre performance lors de l'épreuve orale de l'agrégation. Plus tard, en tant qu'enseignante encadrant la préparation des étudiantes optionnaires gymnastique à la F.S.S.E.P. aux compétitions universitaires, j'ai été amenée à poursuivre ma réflexion sur les problèmes moteurs posés par cet élément suite à une nouvelle évolution réglementaire exigeant des gymnastes qu'elles réalisent un élément avec envol pour passer de la barre inférieure à la barre supérieure. Les outils et concepts qui m'ont été enseignés dans les domaines de la biomécanique et du contrôle moteur lors de mon master 2 recherche m'ont permis de faire évoluer ces premières réflexions d'ordre pragmatique vers une démarche d'analyse scientifique du mouvement puis de poursuivre cette démarche à travers le travail de thèse que voici.

L'image de la gymnastique artistique véhiculée notamment lors des grandes compétitions internationales (championnats d'Europe, du monde, Jeux Olympiques) par les médias est celle d'une activité exigeante et spectaculaire, qui met en jeu une motricité inhabituelle car elle suppose de se déplacer sur ou entre des agrès en alternant des appuis manuels et pédestres, ainsi que des phases de vol. Les mouvements gymniques révélant la maîtrise d'habiletés motrices inhabituelles, leur étude paraît intéressante dans la perspective d'une meilleure compréhension du mouvement humain et de son contrôle.

D'après Thomas, Fiard, Soulard et Chautemps (1989), deux séries de contraintes interdépendantes organisent la motricité gymnique : « les contraintes du règlement, centré sur la notion d'enchaînements d'éléments gymniques » et les « contraintes de la conformation des appareils sur lesquels évoluent les gymnastes, ce qui détermine les rapports gymnaste-agrès, donc les prises comme les appuis, le placement efficace du corps dans des situations motrices inhabituelles de rotations (acrobatie) ou de maintien dans des équilibres divers ». Parmi les différents appareils sur lesquels peuvent évoluer les gymnastes, les barres asymétriques, constituées de deux barres flexibles de quatre centimètres de diamètre, parallèles à des hauteurs différentes (1,70 m et 2,50 m) dont l'écartement est réglable de 1,30 m à 1,80 m supposent la mise en jeu d'une motricité constituée essentiellement d'appuis manuels où la ceinture scapulaire est le train porteur pour réaliser une succession d'éléments d'élan répertoriés dans le règlement, effectués sans temps d'arrêt ni rupture de rythme.

Du début du XX^{ème} siècle à nos jours, les réalisations aux barres asymétriques en gymnastique ont évolué vers un éloignement de plus en plus important par rapport à l'agrès (par le biais de phases d'envol), et vers la réalisation de rotations transversales – voire longitudinales- de plus en plus importantes pendant ces phases d'envol. L'existence dans le code de pointage de la fédération internationale de gymnastique (code F.I.G. 2009) d'une « exigence de composition » accordant 0,5 point à la gymnaste pour la réalisation d'un élément avec envol de la barre supérieure à la barre inférieure et de la barre inférieure à la barre supérieure témoigne de cette évolution.

Parmi les éléments remplissant cette exigence de composition d'un enchaînement aux barres asymétriques, l'un des plus fondamentaux est « l'élan par dessous la barre inférieure, contre mouvement avec envol à la suspension barre supérieure » (code F.I.G. 2009) couramment appelé pieds-barre temps de ventre (PBTV, Figure 1). Le PBTV est l'un des éléments basiques dans la formation des jeunes gymnastes, car c'est l'élément le plus simple permettant le « changement de barre avec un élément codifié » demandé dans l'enchaînement « imposé » le plus complexe, et qui par la suite de leur formation permet aux gymnastes de remplir l'exigence de composition mentionnée ci-dessus lorsqu'elles présentent des enchaînements « libres ». Les apprentissages réalisés grâce à cet élément peuvent ensuite être réinvestis pour répondre à l'exigence de composition avec des éléments plus complexes comme l'élan par-dessous la barre en stalder ou en passement filé et contre mouvement avec envol à la suspension barre supérieure¹, deux éléments dont la phase aérienne est semblable à celle du PBTV, mais où l'élan en barre inférieure s'effectue sans appui des pieds sur la barre.

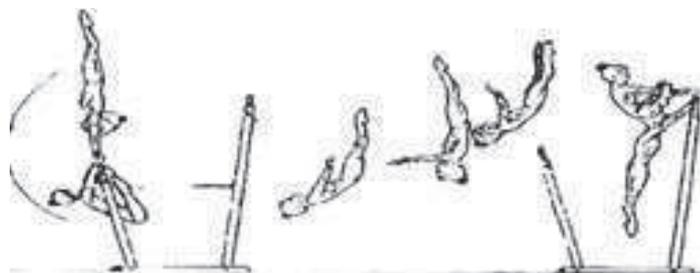


Figure 1 : Illustration du pieds-barre temps de ventre dans le code F.I.G. (2013)

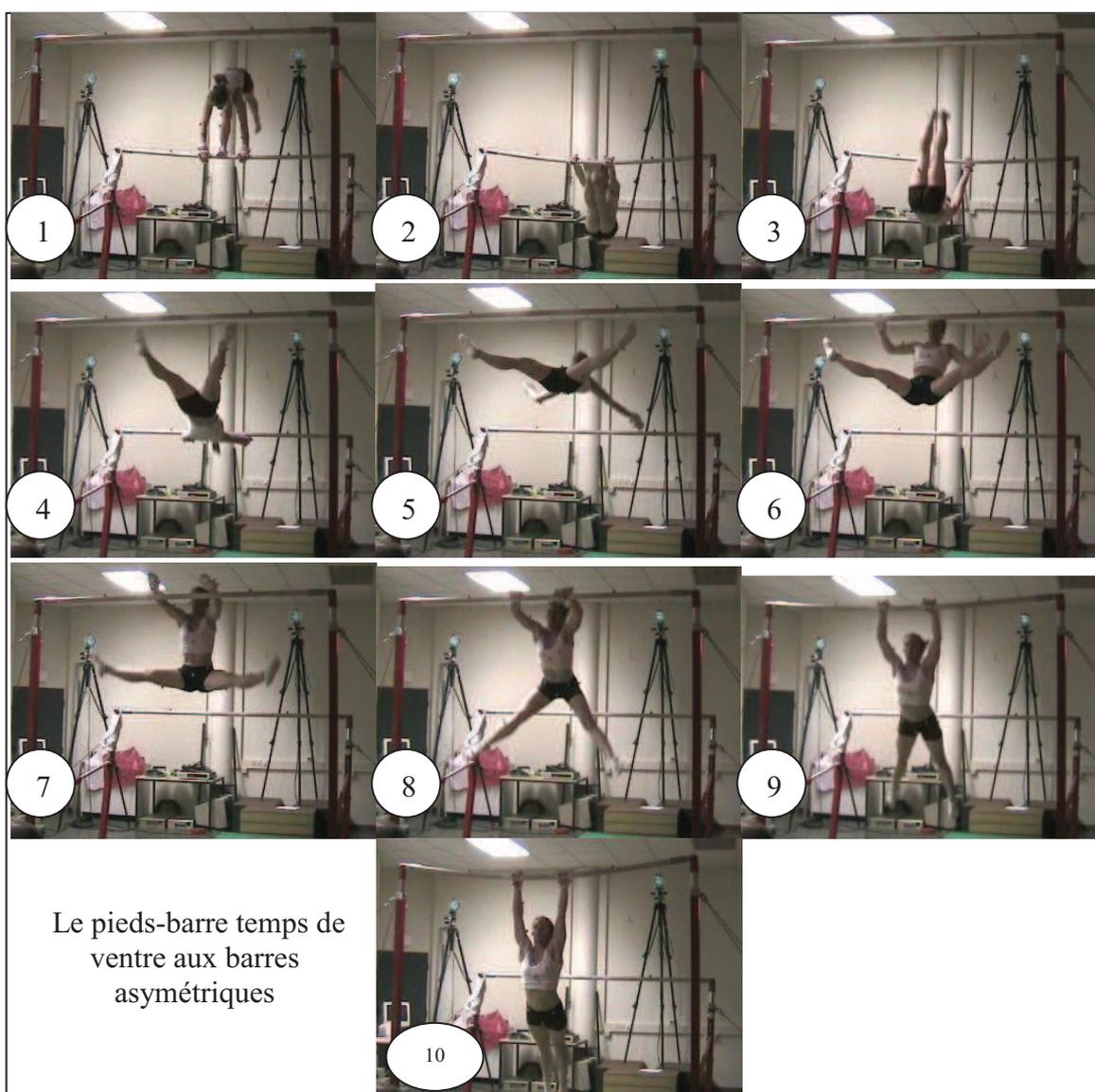
Malgré ces différents intérêts que présente l'apprentissage du PBTV dans la formation des gymnastes, cet élément a fait l'objet de très peu d'études dans la littérature technique. Nicolas Tordi partant du constat qu'il n'existait aucune analyse de cet élément dans la littérature en a proposé une en 2006 dans la revue spécialisée GYM'Technic, sur la base d'observations réalisées lors des championnats de France de division nationale à Liévin en 2003. Au cours de cette compétition, le PBTV apparaissait dans 70% des enchaînements présentés aux barres asymétriques ce qui confirme que c'est paradoxalement un élément fréquemment réalisé mais peu étudié dans la littérature spécialisée. Or, la parfaite connaissance d'un geste sportif semble nécessaire pour en améliorer l'apprentissage.

¹ Voir la Figure A1 en annexe.

En gymnastique, s'interroger sur les contraintes réglementaires mises en évidence par Thomas et al. (1989) et répertorier les fautes comptabilisées par les juges peut fournir des indices quant aux principaux problèmes rencontrés par les pratiquants dans la réalisation d'un élément. Pour le PBTV, N. Tordi rapporte des fautes entraînant une pénalité supérieure à un dixième de points (code F.I.G. 2001) chez 49% des gymnastes qui peuvent toutes trouver leurs causes dans le fait que les pratiquantes ne se retrouvent pas, à la saisie de la barre, dans une position permettant d'enchaîner un balancer suffisamment ample en vue d'une bascule non pénalisée (c'est à dire remontant à l'appui barre supérieure, bras et jambes tendus, dos arrondi). Cela signifie que près de la moitié des gymnastes n'auraient pas réussi, lors de ces championnats de France, à contrôler de façon adéquate leur rotation pendant la phase d'envol. Le code F.I.G. exige en effet des pratiquantes un enchaînement ininterrompu des éléments entre l'entrée à l'agrès et la réception au sol suite à la sortie. Un PBTV jugé correct au regard du règlement doit donc être enchaîné directement avec une bascule faciale terminée bras tendus, qui sera elle-même enchaînée à un autre élément. Cela suppose de se positionner sur une trajectoire aérienne qui permet de saisir la barre, mais aussi et surtout de la saisir dans une posture favorable à l'enchaînement. Pour pallier à ces difficultés rencontrées par les pratiquantes, une meilleure connaissance du PBTV s'avère nécessaire.

Les gymnastes qui débutent dans l'apprentissage du PBTV parviennent facilement à répondre à la première contrainte et saisissent la barre supérieure après quelques essais. En revanche, c'est la seconde contrainte qui pose le plus de problèmes aux pratiquantes, et il leur faut un grand nombre d'essais pour parvenir à s'établir à l'appui sur la barre supérieure. Au fil de ces répétitions, les gymnastes apprennent à réguler de façon optimale les différents paramètres du mouvement sur lesquels elles peuvent avoir emprise.

Introduction générale



Trois phases principales peuvent être distinguées lors de la réalisation du PBTV : une phase de rotation autour de la barre inférieure, une phase d'envol entre les deux barres et une phase de rotation autour de la barre supérieure (Figure 2). Chaque phase est délimitée par des événements particuliers. Le PBTV peut être réalisé à partir d'un appui tendu renversé (la gymnaste, en appui manuel sur la barre inférieure, positionne son corps tendu sur la verticale) ou à partir d'une simple prise d'élan. Dans les deux cas, l'événement qui marque le début de la phase de rotation autour de la barre inférieure est la pose des pieds sur celle-ci. Cette première phase s'achève lorsque les mains lâchent la barre inférieure. La gymnaste entre alors dans la phase d'envol jusqu'à l'instant de saisie de la barre supérieure, qui marque le début de la phase de rotation autour de la barre supérieure. En compétition la gymnaste a pour contrainte lors de cette phase de remonter à l'appui sur la barre bras tendus pour ne pas se voir affliger de pénalité.

1 CONTRAINTES BIOMECANIQUES

1.1 Rotation autour de la barre inférieure

Différents problèmes se posent en fonction des phases pour atteindre le double but de la tâche. Au cours de la phase de rotation autour de la barre inférieure, la gymnaste doit éloigner son bassin de la barre et créer une grande vitesse de déplacement. Elle doit, à travers l'expérience, avoir réglé la vitesse de rotation autour de la barre inférieure et l'instant du lâcher de façon à placer son centre de gravité sur une trajectoire permettant la saisie de la barre supérieure (celle-ci doit être à portée de mains). En déterminant l'instant de lâcher, elle peut gérer son temps de vol et la trajectoire aérienne de son centre de gravité. En effet, en fonction de l'instant de lâcher de la barre inférieure (plus ou moins tôt), elle parviendra ou pas à avoir la barre supérieure dans sa sphère de préhension en fin de trajectoire aérienne. D'un point de vue proprioceptif, il s'agit d'exploiter des feedbacks relatifs aux actions de tirer (la barre avec les mains) et pousser (la barre avec les pieds) pendant le pieds-barre et d'exploiter ces sensations pour choisir les instants auxquels la projection des jambes et le lâcher sont initiés.

La gymnaste doit ensuite, en enlevant les pieds de la barre inférieure alors qu'elle tourne toujours autour de celle-ci, régler la quantité de rotation vers l'avant autour de son centre de gravité, alors même qu'elle effectue une rotation arrière autour de la barre. C'est la quantité d'ouverture de l'angle jambes – tronc et la vitesse de cette ouverture qui permettent de créer la rotation vers l'avant. La contraction abdominale associée à la projection des jambes (gainage de la ceinture pelvienne) rend possible, au moment du lâcher de la barre inférieure, un transfert de moment cinétique qui permet au tronc de tourner vers l'avant. Le mouvement des jambes engendre en effet une quantité de mouvement angulaire qui, lorsque les jambes sont bloquées (par contraction abdominale), est transmise au tronc (la quantité de mouvement globale du corps étant conservée et restant constante en phase aérienne).

1.2 Phase d'envol

Lors de la phase d'envol, la gymnaste se place sur une trajectoire parabolique déterminée par la hauteur de son centre de gravité et par les vitesses verticale, médiolatérale et horizontale à l'instant de lâcher de la barre inférieure. Si une fois le lâcher réalisé, il lui est impossible de modifier sa trajectoire, elle peut néanmoins réguler sa vitesse de rotation autour de son centre de gravité en modulant son moment d'inertie, c'est-à-dire en repositionnant les uns par rapport aux autres, les bras, le tronc, les jambes et la tête. Ceci lui permet de réguler l'orientation de son corps en vue de la saisie de la barre supérieure. Ainsi, en fonction des paramètres d'envol qui déterminent sa trajectoire parabolique, elle doit adapter sa vitesse de rotation pour saisir la barre dans une position lui permettant d'enchaîner dans le respect du code FIG. Ceci est une conséquence de la conservation du moment cinétique. D'après le formalisme d'Euler, lorsqu'un corps est en rotation autour d'un axe, comme un segment corporel autour d'une articulation, les moments entraînant le mouvement (somme des moments par rapport à l'articulation) sont égaux au produit du moment d'inertie (I) par rapport à l'articulation, fois l'accélération angulaire (α) du segment. Lors des phases aériennes, le corps est seulement soumis à la gravité (il ne subit aucun autre moment). Or, la gravité engendre le poids qui s'applique au centre de rotation du corps (en phase aérienne : le centre de gravité), le bras de levier étant nul, le poids ne peut engendrer de rotation. Par conséquent, il y a conservation de la quantité de mouvement angulaire (L) tant qu'aucun moment externe ne s'applique sur le corps, même si des moments internes viennent modifier la configuration corporelle.

Si on suppose que la somme des moments appliqués au corps de la gymnaste est nulle, seule la modification du moment d'inertie du corps permet de moduler la vitesse angulaire du corps. ($L = I \cdot \omega$, avec $L = \text{constant}$ et $\omega = \text{vitesse angulaire}$). Ainsi, pour augmenter sa vitesse angulaire, la gymnaste doit réduire son moment d'inertie ou augmenter son moment d'inertie pour la réduire.

1.3 Saisie et rotation autour de la barre supérieure

A la fin de la phase d'envol, la gymnaste doit préparer la saisie, c'est-à-dire placer ses deux mains en crochet avec les poignets au-dessus de la barre supérieure. Au moment de la saisie, elle peut continuer à régler l'éloignement de son bassin par rapport à la barre supérieure en tendant les bras, le cas échéant.

Enfin, pendant la phase de rotation autour de la barre supérieure, la gymnaste peut réguler sa vitesse de rotation autour de la barre supérieure grâce aux actions musculaires de fermeture des jambes sur le tronc et de répropulsion, ces actions influençant la distance entre l'axe de rotation que constitue la barre et le centre de gravité du corps.

Impliquant l'ensemble des segments corporels en chaîne fermée lors du « pieds-barre », en chaîne ouverte lors de la projection des jambes, l'envol et la bascule, le pieds barre temps de ventre constitue un exemple de tâche fortement contrainte mécaniquement. Un grand nombre de masses et de moments d'inertie segmentaires sont mis en jeu et il convient de prendre en compte les effets gravitaires. A ces contraintes mécaniques s'ajoutent d'autres types de contraintes (Saltzman, 1979) qui rendent la réalisation d'autant plus complexe : des contraintes environnementales, de la tâche et de l'organisme.

2 CONTRAINTES ENVIRONNEMENTALES, DE LA TACHE ET DE L'ORGANISME

L'élasticité et l'écartement des barres constituent des contraintes environnementales conduisant les pratiquantes à ajuster les vitesses verticale et horizontale et les positions verticale et horizontale de leur centre de gravité à l'instant du lâcher de la barre inférieure de façon à se placer sur une trajectoire appropriée. Les impératifs réglementaires (pénalisation de tout élan supplémentaire ou temps d'arrêt entre éléments) constituent les contraintes de la tâche. Elles supposent la création d'une quantité de mouvement angulaire suffisante pour enchaîner le pieds barre temps de ventre et une bascule. Des contraintes liées à l'organisme pèsent également sur la réalisation, notamment les qualités de souplesse des articulations des hanches et des épaules, la puissance de la sangle musculaire abdominale des pratiquantes et leur taille.

3 PLAN

Actuellement, des moyens performants d'analyse du mouvement (systèmes optoélectroniques) permettent de compléter des analyses techniques, où l'efficacité de sujets experts est jugée en fonction de critères sportifs qualitatifs et non mécaniques quantitatifs. Ces systèmes permettent d'identifier les mouvements (déplacements linéaires et angulaires des segments) et d'en réaliser l'étude biomécanique.

Nous avons vu que réaliser le PBTV suppose à la fois de se placer sur une trajectoire appropriée entre les deux barres, et de gérer sa rotation aérienne pour pouvoir enchaîner cet élément avec la suite de la routine sans temps d'arrêt. On peut donc se demander comment les gymnastes placent leur centre de gravité sur une trajectoire aérienne appropriée, et quelle organisation segmentaire est adoptée pour lier le PBTV à l'élément qui suit. D'un point de vue biomécanique, puisque le moment cinétique du corps est constant en phase d'envol et que celui-ci est égal au produit du moment d'inertie du corps par rapport à son centre de gravité et de la vitesse angulaire du corps, le paramètre sur lequel la gymnaste intervient pour accroître ou diminuer sa vitesse de rotation est le moment d'inertie. Du point de vue du contrôle moteur, le moment d'inertie est donc un paramètre qui doit être géré pour réussir la tâche. Par conséquent, la compréhension des rapports entre les actions motrices, les perceptions qui les

précèdent ou en résultent et les contraintes biomécaniques qui régissent cet enchaînement semble primordiale. C'est pourquoi nous avons envisagé l'étude du pieds barre temps de ventre selon les points de vues complémentaires de la biomécanique et des neurosciences comportementales.

De plus, puisque l'analyse biomécanique des mouvements de sujets jugés experts permet certes d'identifier des critères de performance, mais sans garantie que le geste produit par ces sujets experts est réellement optimal, il nous a paru nécessaire d'apporter un troisième éclairage par le biais de la simulation et de l'optimisation. Ces techniques permettent en effet de déterminer théoriquement un geste optimal et de tester certaines hypothèses qui ne peuvent pas toujours l'être en pratique, car nécessitant d'isoler l'influence de certains paramètres, notamment des hypothèses relatives aux lois de contrôle moteur mises en jeu.

Ce travail se scinde par conséquent en trois études. La première est consacrée à l'analyse biomécanique du PBTv et a pour objectif d'identifier les paramètres biomécaniques du mouvement reliés à la performance. La seconde étude est consacrée aux lois de contrôle mises en jeu dans la réalisation du mouvement ainsi qu'à leur robustesse. La connaissance des paramètres biomécaniques discriminant le niveau de performance et des lois de contrôle mises en jeu permet d'envisager l'optimisation du mouvement par simulation numérique dans une troisième étude.

Facteurs biomécaniques déterminant la performance dans la réalisation du pieds-barre temps de ventre

Les objectifs de ce premier chapitre sont de caractériser le PBTV du point de vue biomécanique et de discriminer des niveaux de performance dans la réalisation de cet élément. Identifier quels sont les paramètres biomécaniques qui sont liés à un critère de performance semble nécessaire dans une perspective d'optimisation de cette dernière.

Ce chapitre comporte successivement une revue de littérature sur les éléments avec envol aux barres, une analyse descriptive du PBTV puis une présentation du protocole. Les deux parties suivantes présentent le calcul des paramètres, les résultats statistiques et la discussion, respectivement pour les conditions d'éjection et leurs conséquences sur la balistique du centre de gravité et pour la gestion des quantités de mouvement et du moment d'inertie.

1 ETUDE BIOMECHANIQUE DES ELEMENTS AVEC ENVOL AUX BARRES DANS LA LITTERATURE

Si de nombreuses études ont été consacrées à l'analyse des grands tours préparatoires aux sorties, aux sorties elles-mêmes et aux lâchers de barre en barre fixe ou barre supérieure de barres asymétriques, les éléments avec envol pour passer d'une barre à l'autre (lâcher la barre inférieure pour saisir la barre supérieure ou l'inverse) n'ont, à notre connaissance, pas fait l'objet de telles études. Bien qu'appartenant à des familles d'éléments différentes, les sorties, lâchers et envols d'une barre à l'autre comportent des caractéristiques communes, notamment la réalisation d'acrobaties après avoir lâché une barre. Une sortie constitue le dernier élément réalisé dans un enchaînement. Elle doit donner lieu à une réception stabilisée après que le/la gymnaste ait lâché la barre pour effectuer une ou plusieurs rotations en salto et/ou en vrille pendant la phase aérienne. Un lâcher de barre (Gaylord, Tkachev, Gienger, Jaeger, Kovacs, Delchev, Markeloff, Marinich, Deff...) est quant à lui réalisé dans l'enchaînement, et consiste à lâcher la barre pour réaliser une acrobatie (salto avant ou arrière, vrille) et rattraper la même barre. Les envols d'une barre à l'autre, dont le PBTV fait partie, supposent également la réalisation de rotations transversales et/ou longitudinales pendant une phase d'envol, mais entre deux barres.

D'un point de vue biomécanique, les différentes études portant sur les acrobaties aux barres peuvent être divisées en trois catégories : les études cinématiques, nécessitant le recueil des positions articulaires et segmentaires, les études dynamiques, pouvant nécessiter l'utilisation de capteurs de forces sur la/les barre(s), et des études énergétiques. Nous allons d'abord nous intéresser aux différentes catégories d'acrobaties aux barres qui ont fait l'objet d'études scientifiques, avant de nous pencher plus particulièrement sur les études biomécaniques réalisées sur des catégories de mouvements semblables au PBTV.

1.1 Différentes catégories d'acrobaties aux barres qui ont fait l'objet d'études scientifiques

Les études consacrées aux sorties ont mis en avant leurs caractéristiques biomécaniques (Brüggemann, Cheetham, Alp et Arampatzis, 1994), se sont intéressées à la configuration du corps lors de sorties comportant plusieurs salti (Hiley & Yeadon, 2003) ou encore à l'optimisation du mouvement. Hiley et Yeadon ont optimisé la technique de grand tour en barre fixe pour permettre une plus grande marge d'erreur au lâcher de la barre (Hiley & Yeadon, 2003) ou rendre possible la réalisation d'un triple salto carpé (Hiley & Yeadon, 2008). En barres asymétriques, Sheets et Hubbard (2009) ont optimisé le grand tour préparatoire à la sortie pour éviter le contact avec la barre inférieure. Les grands tours préparatoires aux sorties n'ont d'ailleurs pas été uniquement étudiés dans des perspectives d'optimisation, mais aussi d'un point de vue énergétique (Arampatzis & Brüggemann, 1999).

D'autres études ont été menées sur les lâchers de barre. Arampatzis et Brüggemann (2001) ont appliqué une problématique énergétique au grand tour préparatoire au Tkachev. Gervais et Tally (1993) se sont intéressés aux différences cinématiques et temporelles de fouettés – l'action réalisée après le passage sous la barre pour passer d'une posture en courbe arrière à une posture en courbe avant- pour des Gienger, Jaeger and Tkachev en barre fixe. Aux barres asymétriques, c'est particulièrement le Tkachev qui a intéressé les chercheurs, soit pour comparer le travail musculo-squelettique impliqué dans la préparation du Tkachev réalisé face à la barre inférieure ou dos à celle-ci (Kerwin & Irwin, 2010) ou pour mettre en évidence la cinématique du Tkachev réalisé à partir du pieds-barre (pieds posés sur la barre supérieure, entre les mains) et les contributions au moment cinétique (Irwin, Manning et Kerwin, 2011). Les lâchers ont également fait l'objet de simulations, soit dans une perspective d'optimisation (Holvoët, Lacouture et Duboy, 2002), soit avec comme objectif de déterminer si de nouveaux éléments comme le Tkachev salto en barre fixe (Cuk, Atikovic et Tabakovic, 2009) ou le double Jaeger (Heinen et al, 2011) pourraient être réalisables par des gymnastes.

1.2 Etudes biomécaniques réalisées sur des catégories de mouvements semblables au PBTV

Le PBTV n'ayant pas encore fait l'objet d'études biomécaniques, il faut s'intéresser à des catégories de mouvements semblables pour avoir des références servant de base à une comparaison avec les résultats mis en évidence antérieurement par d'autres auteurs concernant les déterminants de la phase aérienne. Brüggemann et al. (1994), dans leur étude sur le profil biomécanique des sorties et lâchers-rattrapés en barre fixe distinguent différentes catégories de mouvements de rotations précédant un envol, dont une catégorie dans laquelle la direction de la quantité de mouvement angulaire transverse est modifiée avant le lâcher. Le PBTV puisqu'il comprend ce qu'on appelle un contre-mouvement en gymnastique (une rotation aérienne vers l'avant après une prise d'élan vers l'arrière autour de la barre

inférieure) suppose également une modification de la quantité de mouvement angulaire avant le lâcher. Les paramètres déterminants de la phase aérienne mis en évidence par Brügemann et al pour les éléments avec modification de la quantité de mouvement angulaire, ainsi que leurs valeurs moyennes, écarts types et contributions segmentaires sont présentés dans le Tableau 1. Parmi ces éléments, le Tkachev a également été étudié par Gervais et Tally (1993), qui ont comparé les paramètres de lâcher selon le type d'élan réalisé (grand tour arrière ou grand tour arrière d'un bras). Les valeurs rapportées par ces auteurs figurent dans le Tableau 2. Comme c'est le cas pour le PBTV, le Tkachev confronte les gymnastes, d'après Kerwin et Irwin (2010), à deux contraintes mécaniques : « maintenir une rotation suffisante autour de la barre pour créer les conditions de lâcher au centre de gravité nécessaires pour faciliter l'envol [...] au-dessus de la barre, tout en renversant la direction de la rotation autour du centre de gravité ». Ces auteurs ont comparé les paramètres de lâcher de Tkachevs jambes écartées réalisés aux barres asymétriques, soit face à la barre inférieure soit dos à la barre inférieure et mettent en évidence que la variante face à la barre inférieure permet de générer de meilleures conditions de lâcher et une inversion plus importante de la quantité de mouvement angulaire, et donne donc l'opportunité de réaliser des versions plus complexes de l'élément (Tkachev jambes serrées, Tkachev tendu). Le Tkachev déclenché du pieds-barre (où la prise d'élan s'effectue avec les pieds sur la barre, comme dans la phase d'élan du PBTV) offre encore davantage de possibilités, avec une quantité de mouvement angulaire plus grande que dans les versions face ou dos à la barre inférieure, d'après Irwin, Manning et Kerwin (2011). Les valeurs des paramètres de lâcher rapportées par ces auteurs figurent dans le tableau 3.

1.3 Originalité d'une étude sur le PBTV

Dans les différentes études mentionnées ci-dessus, les éléments en barre fixe ont été plus souvent étudiés que les éléments en barres asymétriques, et ceux étudiés en barres asymétriques étaient bien souvent des éléments communs aux deux agrès. Par ailleurs, les chercheurs se sont intéressés soit à un seul élément, soit au grand tour préparatoire à la sortie. Dans ce cadre, l'originalité de notre travail consiste à étudier un élément spécifique aux barres asymétriques, en n'étudiant pas uniquement la phase d'envol, mais en s'intéressant aux conditions dans lesquelles l'enchaînement, c'est-à-dire la liaison avec la suite de la routine, est construit.

Le but de notre analyse biomécanique du PBTV a été d'identifier comment cet élément est lié avec la suite de la routine dans des enchaînements de gymnastes expertes et de niveau moyen. Nous avons envisagé les conditions de lâcher, les caractéristiques de la phase de vol et les conditions de saisie comme facteurs de performance. D'un point de vue mécanique, en dehors de la phase d'envol, notre analyse a considéré le centre de gravité de la gymnaste comme étant attaché soit à la barre inférieure lors du pieds barre, soit à la barre supérieure après le rattraper.

Tableau 1 : Valeurs des paramètres au lâcher rapportés par Brüggemann et al (1994) pour le Tkachev jambes écartées, le Tkachev jambes serrées et le Marinich.

		Tkachev jambes écartées	Tkachev jambes serrées	Marinich
Vitesse horizontale au lâcher (m/s)	Moyenne	-2,07	-1,94	0,72
	Ecart type	0,46	0,12	0,76
Vitesse verticale au lâcher (m/s)	Moyenne	3,05	2,8	3,47
	Ecart type	0,86	0,35	0,3
Angle de lâcher (°)	Moyenne	403	404	386
	Ecart type	7	9	3
Moment cinétique transverse total au lâcher (kg.m ² /s)	Moyenne	-23,9	-28,9	-42,2
	Ecart type	4,6	4,5	6,3
Moment cinétique transverse des membres inférieurs au lâcher (kg.m ² /s)	Moyenne	-18	-23,6	-34,4
	Ecart type	4,7	5,4	1,4
	% L total	75,3%	81,7%	81,5%
Moment cinétique transverse du tronc au lâcher (kg.m ² /s)	Moyenne	-6,1	-6,4	-8,4
	Ecart type	0,6	0,4	3,4
	% L total	25,5%	22,1%	19,9%
Moment cinétique transverse des membres supérieurs au lâcher (kg.m ² /s)	Moyenne	0,2	0,1	0,8
	Ecart type	2,1	1,3	1,3
	% L total	-0,8%	-3,8%	-1,8%

Tableau 2 : Valeurs des paramètres au lâcher rapportés par Gervais et Tally (1993) pour le Tkachev jambes écartées

	Moyenne	Ecart type
Vitesse au lâcher (m/s)	3,13	0,38
Angle de lâcher (°)	48	5
Moment cinétique total au lâcher (kg.m²/s)	25,14	8,47

Tableau 3 : Valeurs des paramètres au lâcher rapportés par Irwin, Manning et Kerwin (2011) [citant Kerwin et Irwin (2010)] pour différentes variantes du Tkachev.

	Tkachev du pieds-barre		Tkachev dos à la barre inférieure		Tkachev face à la barre inférieure	
	Moyenne	Ecart type	Moyenne	Ecart type	Moyenne	Ecart type
Angle de lâcher (°)	67	3	40	13	60	6
Vitesse horizontale au lâcher (m/s)	-1,58	0,11	-1,67	0,13	-1,92	0,2
Vitesse verticale au lâcher (m/s)	1,98	0,26	1,89	0,33	1,49	0,71
Moment cinétique total normalisé au lâcher (kg.m ² /s)	-0,39	0,11	-0,22	0,05	-0,33	0,07

2 LE PIEDS BARRE TEMPS DE VENTRE, UNE TACHE BIOMECANIQUE COMPLEXE

2.1 Analyse descriptive

Cette analyse permet de différencier différentes phases à partir d'instant-clés du mouvement.

2.1.1 Phase de rotation autour de la barre inférieure

Au début de cette phase, la gymnaste positionne les pieds et les mains en appui sur la barre inférieure, par une flexion de hanches (Figure 2.a) qui est maintenue jusqu'au passage du centre de gravité sur l'oblique avant basse de la barre. Puis l'extension des hanches et des épaules (Figure 2.b) déterminent la position du centre de gravité du corps à l'éjection et la quantité de rotation par rapport au centre de gravité. La gymnaste colle le menton à la poitrine et commence à écarter latéralement les jambes de façon à pouvoir regarder la barre (Figure 2.c).

2.1.2 Phase d'envol

Après avoir lâché la barre inférieure, la gymnaste continue à écarter les jambes latéralement, et les fixe sur l'oblique tout en ramenant le tronc vers elles (Figure 3a). Le corps a alors tourné vers l'avant, réalisant un demi-salto avant. Les mains sont simultanément ramenées latéralement vers la barre supérieure par des actions combinées de rétropulsion et d'adduction horizontale. La barre supérieure est saisie (Figure 3b) alors que le corps se trouve en arrière de celle-ci, angles jambes tronc et bras tronc fermés et jambes écartées.

2.1.3 Phase de rotation autour de la barre supérieure

Après la saisie de la barre supérieure, les jambes se resserrent (Figure 4a) et des actions musculaires d'antéimpulsion et d'ouverture jambes-tronc permettent un passage en extension sous la barre. Grâce à l'étirement des muscles de la face antérieure les jambes et le tronc sont ramenés rapidement vers l'avant (Figure 4b). A la fin du balancer, une fermeture de l'angle jambes-tronc permet d'amener les pieds à la barre (Figure 4c) et de revenir à l'appui bras tendus (Figure 4e) par une action de rétropulsion associée à une ouverture de l'angle jambes-tronc (Figure 4d). L'élément réalisé au cours de cette phase de rotation autour de la barre supérieure s'appelle une bascule faciale.

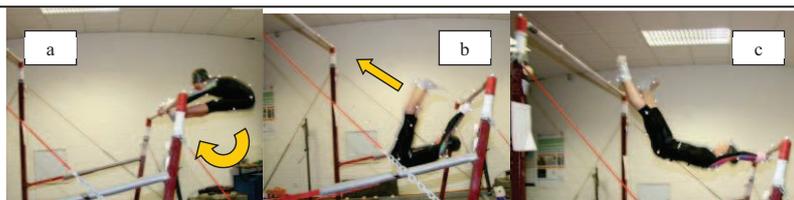


Figure 2 : La phase de rotation autour de la barre inférieure

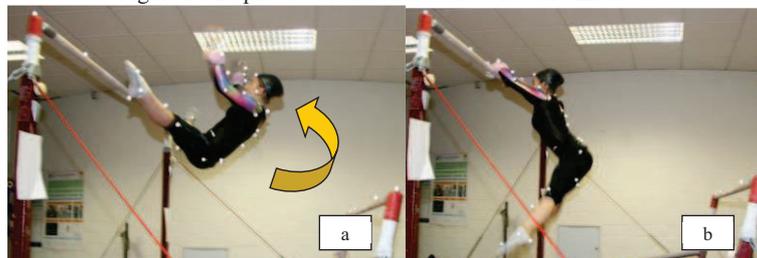


Figure 3 : La phase d'envol

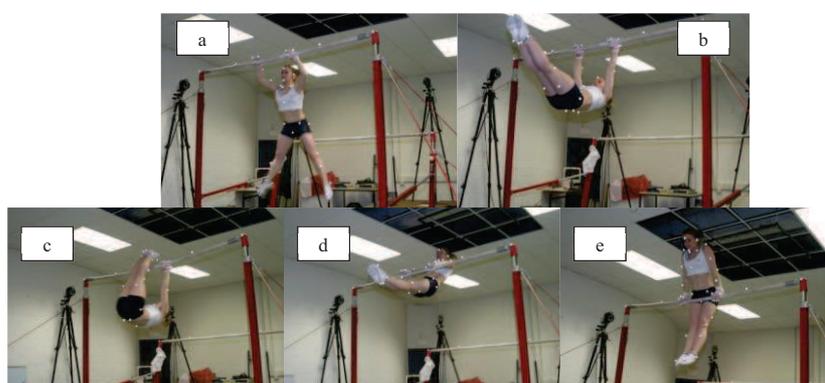


Figure 4 : La phase de rotation autour de la barre supérieure

2.2 Une double contrainte

La réussite du PBTV est conditionnée par la trajectoire aérienne du centre de gravité de la gymnaste. Cette trajectoire parabolique doit en effet permettre à la pratiquante d'avoir la barre supérieure dans sa sphère de préhension, c'est-à-dire à distance de bras. Mais au regard des contraintes réglementaires, avoir la barre supérieure dans sa sphère de préhension ne suffit pas. La réussite du PBTV repose sur la capacité des gymnastes de répondre à deux contraintes : se placer sur une trajectoire mettant la barre supérieure à portée de mains et permettant un recul suffisant du centre de gravité par rapport à la verticale de la barre pour remonter à l'appui sur cette dernière.

3 PROCOLE EXPERIMENTAL

3.1 Acquisition du mouvement

3.1.1 Modèle géométrique et inertiel

L'analyse biomécanique d'un geste sportif nécessitant la caractérisation géométrique et inertielle des sujets étudiés (Winter, 1990), la modélisation biomécanique retenue ainsi que les calculs qui lui sont relatifs sont tout d'abord présentés. L'enregistrement des données grâce au système VICON® MX est ensuite exposé.

3.1.1.1 Détermination des centres de masse segmentaires et du centre de masse

Les positions du centre de masse, les masses et moments d'inertie des segments sont déterminées à partir de modèles anthropométriques. Notre modélisation repose sur les tables de De Leva (1996) pour la détermination de la masse des segments, de la position des centres de masse segmentaires et des inerties, en raison des caractéristiques des gymnastes (jeunes, sportives et de sexe féminin). Un relevé des longueurs segmentaires a été réalisé sur les gymnastes. Les masses segmentaires étant estimées en tant que fraction de la masse corporelle du sujet, celle-ci a été mesurée précisément.

3.1.1.2 Points anatomiques, marqueurs et délimitation des segments corporels

Le modèle utilise des marqueurs positionnés sur des points anatomiques particuliers, aux articulations et sur différents points servant à reconstituer l'orientation en trois dimensions de chaque segment. Pour repérer les positions segmentaires dans l'espace, un minimum de trois marqueurs est requis. Les marqueurs dits « proximal » et « distal » sont placés en respectant des repères anatomiques sur chaque extrémité d'un segment. Un troisième point appelé « rotateur » est utilisé de façon à construire le repère local à chaque segment. L'utilisation de marqueurs passifs limite la gêne des mouvements du sujet (Sternini & Cerrone, 1995). Les marqueurs sont posés par un seul expérimentateur afin de limiter les erreurs inter-opérateurs.

Le modèle du corps humain utilisé se décompose en 14 segments comprenant la tête, les bras et avant-bras, les mains, le tronc, les cuisses, les jambes et les pieds. Le sujet porte des marqueurs rétro-réfléchissants, qui sont au nombre de 36, disposés comme en témoigne la Figure 5 sur le front, le menton, les tempes droite et gauche, les apophyses épineuses de C7, T5, T12, épines iliaques postéro-supérieures droite et gauche, les épicondyles latéraux des humérus droit et gauche, les processus styloïdes ulnaires droit et gauche, les deuxième et cinquième métacarpiens droit et gauche, les grands trochanters droit et gauche, les épicondyles latéraux des fémurs droit et gauche, les malléoles latérales droite et gauche, les tubérosités du calcanéum droit et gauche et les cinquièmes métatarsiens droit et gauche. Concernant les épaules, la posture bras dans le prolongement du tronc adoptée pendant certaines phases du mouvement ne permettant pas à des marqueurs situés sur les acromions droit et gauche d'être détectés par les caméras, les marqueurs ont été placés sur le tubercule

majeur des humérus droit et gauche. Des rotateurs ont été placés sur les segments bras, avant-bras, cuisses et jambes. Pour permettre au logiciel Nexus de tracker les marqueurs en différenciant côté droit et gauche du corps, un marqueur supplémentaire a été positionné sur l'omoplate droite.

Afin d'identifier les déplacements des segments des gymnastes par rapport aux barres, quatre marqueurs ont été placés sur chaque barre : deux au sommet des montants sur l'axe de la barre, et deux sur le porte-mains lui-même, à droite et à gauche de l'espace dans lequel la gymnaste évolue au centre des barres.

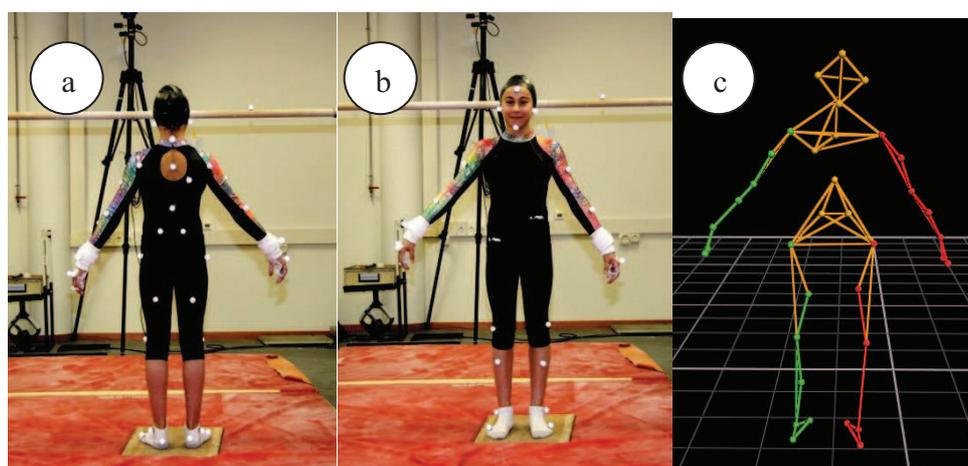


Figure 5 : Vue de face (a) et de dos (b) du sujet portant les marqueurs rétro réfléchissants et modèle associé dans Nexus (c)

3.1.2 Matériel

Nous avons utilisé un système optoélectronique permettant l'acquisition de mouvements (VICON MX®). Ce système de mesure permet de recueillir les positions tridimensionnelles de marqueurs fixés sur des points anatomiques (en référence à un modèle anthropométrique choisi), dans un volume calibré. L'analyse de ces positions tridimensionnelles renseigne sur les déplacements des segments corporels, de leurs vitesses et accélérations, ainsi que sur les angles formés entre ces segments.

3.1.2.1 Caméras numériques infrarouges haute résolution :

Un système d'analyse du mouvement tel que le VICON est constitué de 10 caméras vidéos synchronisées et contrôlées par ordinateur. Par réfléchissement de la lumière infrarouge sur le Scotch Lite qui recouvre les marqueurs, le système peut isoler les marqueurs passifs de leur environnement. A partir de l'extraction des coordonnées bidimensionnelles des projections des marqueurs dans l'espace de chaque caméra, des algorithmes de reconstruction permettent l'obtention des coordonnées en trois dimensions par rapport à un repère fixe

associé au laboratoire. Ces algorithmes sont basés sur le calcul de l'intersection des droites de vues associées à chaque image pour un point donné. Ceci est rendu possible par la connaissance des positions relatives de chaque caméra par rapport aux autres et par rapport à un référentiel commun associé au laboratoire, ainsi que des paramètres optiques de la lentille de chaque caméra.

Le recueil de données passe par plusieurs étapes : la mise en place des caméras et la détermination du volume à calibrer, la calibration du système, le positionnement des marqueurs sur le sujet, l'enregistrement des mouvements de ce dernier, le *tracking* (c'est-à-dire l'identification de chacun des marqueurs sur chaque image de chaque essai), l'obtention des coordonnées 3D des marqueurs et enfin le calcul de leurs trajectoires tridimensionnelles. Dix caméras C.C.D. (Charge Coupled Device) T 20 de haute résolution (1600 x 1280 pixels) reliées à une station centrale de traitement (Datastation VICON®) ont été utilisées. Cette station est reliée à un PC doté du logiciel Nexus. Les caméras étaient cadencées à 250 Hz. Nous avons parallèlement filmé chaque essai avec une caméra numérique pour pouvoir valider la réalisation de la bascule en barre supérieure. L'exécution d'une bascule faciale répondant aux critères du code F.I.G. (règlement fédéral) a en effet été considérée comme un moyen de valider le second critère de réussite du pieds-barre temps de ventre.

3.1.2.2 Positionnement des caméras et détermination du volume :

Pour obtenir les coordonnées en 3D d'un marqueur, le placement des caméras doit faire en sorte que celui-ci soit visualisé par au moins 2 caméras simultanément. Des pré-manipulations nous ont permis de rechercher un positionnement optimal des caméras évitant la perte de marqueurs par plus de 8 caméras, notamment pendant les phases de rotation et/ou d'envol de l'élément acrobatique.



Figure 6: Illustration du positionnement des caméras dans le laboratoire

Deux caméras basses ont été placées de chaque côté des barres (pour couvrir l'espace entre les barres). Deux caméras hautes ainsi qu'une caméra à hauteur moyenne ont été placées derrière la barre inférieure (deux à l'extérieur des barres, à droite et à gauche, et une au milieu). Enfin, cinq caméras ont été placées devant la barre supérieure (deux à hauteur

moyenne des barres, et trois à hauteur de la barre supérieure, Figure 6). Les caméras ont été positionnées dans l'espace afin de couvrir un champ de mesure de 5m x 6 m de base et de 3m50 de haut, permettant de visualiser la rotation autour de la barre inférieure, la phase d'envol de l'élément et la bascule en barre supérieure. Après plusieurs expérimentations, ce placement semble être le placement optimal pour minimiser les occultations. L'origine du repère lié au laboratoire a été placée en dessous de la barre inférieure sur le tapis de réception, l'axe x étant orienté latéralement, l'axe y étant orienté vers l'avant (de la barre inférieure vers la barre supérieure), et l'axe z vers le haut. Les barres inférieure et supérieure étaient placées à hauteur réglementaire, soit respectivement à 1m65 et 2m45 et l'écartement entre les barres était librement choisi par chaque gymnaste.

3.1.2.3 Reconstruction des coordonnées tridimensionnelles :

Selon Kolahi et al (2007), « en général, la distance entre une caméra et un sujet dépend de la résolution de la caméra et de la taille du marqueur ». Nous avons utilisé des marqueurs de 14 millimètres de diamètre de forme sphérique. Les caméras diffusent une lumière infrarouge et les marqueurs, recouverts de Scotch-Lite, sont différenciés des autres sources de lumière après un traitement faisant ressortir les gammes chromatiques de la longueur d'onde utilisée par les projecteurs stroboscopiques.

3.1.3 Calibration du système :

Le but est de déterminer les positions relatives de chacune des caméras.

3.1.3.1 Etape de calibration statique :

La calibration du système s'effectue par la capture simultanée par les 10 caméras d'un objet de calibration (équerre en forme de L comportant 4 marqueurs dont on connaît très précisément les coordonnées en 3 dimensions, cette information étant fournie par le fabricant). L'expérimentateur doit pointer chaque sphère de l'objet apparaissant sur l'écran. Ceci permet au logiciel de reconstruire l'espace par D.L.T. (triangulation). Cette équerre permet également d'affecter un repère fixe commun d'origine O à toutes les caméras.

3.1.3.2 Etape de calibration dynamique :

La calibration dynamique consiste à mouvoir une baguette rigide dans l'espace à calibrer. Deux marqueurs espacés de 500 millimètres sont placés sur cette baguette. Connaissant cette distance entre les deux marqueurs, le système peut calculer la métrique de l'ensemble du volume (la position des marqueurs est déterminée par triangulation).

3.2 Traitement des mesures des positions des marqueurs anatomiques :

3.2.1 Vérification de la labélisation de marqueurs :

Lors du traitement de chacune des séquences enregistrées, le logiciel Nexus, après labélisation des marqueurs sur la première image, retrouve les marqueurs d'une image à l'autre et peut ainsi les suivre. Pour ce faire, le logiciel considère que d'une image à l'autre un marqueur se déplace faiblement dans la même direction. Néanmoins, le déplacement des marqueurs étant très rapide et comportant de nombreux changements de direction lors de la réalisation du PBTv, des inversions de marqueurs se sont produites très fréquemment lorsque la distance séparant un même marqueur entre deux positions successives s'avérait être plus grande que la distance séparant deux marqueurs différents. Nous avons par conséquent pallié manuellement toutes les inversions de marqueurs sur chaque séquence enregistrée.

3.2.2 Interpolation des marqueurs occultés

Lorsqu'en dépit des précautions prises des pertes de marqueurs se sont produites dans certaines parties du mouvement, notamment en raison de la présence des 4 montants des barres, de la position du corps en fermeture complète lors du pieds-barre et du manque de recul pour le placement des caméras étant donnée la superficie du laboratoire, un algorithme d'interpolation a été utilisé, uniquement dans le cas d'occultations sur quelques images. Nexus contient un logiciel d'interpolation intégré. Celui-ci a pour fonction de ré-estimer la position du marqueur perdu sur l'intervalle de perte. L'algorithme d'interpolation choisi consistait en une fonction *spline* fournie par le *plug-in* interpolation du logiciel permettant de compléter la partie manquante de la trajectoire par approximation de morceaux de courbes polynomiales.

3.3 Traitement des signaux :

Dans nos applications, l'atténuation du bruit affectant les valeurs relatives aux positions des marqueurs articulaires est réalisée à l'aide d'un filtre digital de type Butterworth d'ordre deux (Allard et al. 1990, Winter 1970, 1990). La fréquence de coupure qui détermine les coefficients du filtre passe-bas est choisie à partir des valeurs résiduelles calculées entre les données brutes et les données filtrées à différentes fréquences de coupure (Leplanquais, 1995). La meilleure fréquence de coupure est estimée à 6 hertz. Le filtre est implémenté pour éliminer le déphasage et minimiser les effets de bord. Les valeurs expérimentales obtenues après ce procédé de filtrage peuvent être comparées à une valeur de référence, la composante verticale de l'accélération du centre de gravité du corps lorsque celui-ci évolue en phase aérienne ($-9,81 \text{ m.s}^{-2}$). La moyenne de la valeur absolue de la différence entre le g théorique et le g expérimental calculé sur les essais est de $0,59 \text{ m.s}^{-2}$. Le pourcentage d'erreur est de 6,01%.

3.4 Précision du système et erreurs de mesure :

3.4.1 Précautions prises pour la mesure des coordonnées des marqueurs :

Lors d'analyses *in vivo*, la précision peut être affectée par deux types d'erreurs de mesure des coordonnées des marqueurs. Bonnefoy, Pradon et Chèze (2005) définissent les erreurs systématiques (ou expérimentales) comme étant dépendantes de la taille du volume de travail, de la position des marqueurs dans ce volume, de la position des marqueurs sur le sujet et de la configuration des caméras. Les erreurs aléatoires (ou instrumentales) sont liées au système de mesure, aux bruits électriques, au procédé de digitalisation lui-même (transformation des coordonnées des marqueurs en valeurs numériques), aux oscillations des marqueurs, à la distorsion du contour des marqueurs, aux images des marqueurs partiellement masquées, aux confusions des marqueurs entre eux ou avec un signal fantôme.

Dans la littérature, différents protocoles sont référencés dont le but est de déterminer ces deux types d'erreurs. Déterminer l'erreur systématique, c'est caractériser la justesse du matériel, sa capacité à mesurer la valeur vraie du mesurande (grandeur mesurée) ; alors que déterminer l'erreur aléatoire, c'est définir la fidélité d'un appareil, sa capacité à donner le même résultat au cours de mesurages successifs d'un même mesurande.

Différents tests (Chiari, Della Croce, Leardini et Cappozzo, 2005, Della Croce & Cappozzo, 2000, Ehara et al, 1995, 1997, Richards, 1999) consistent à contrôler si la distance entre deux marqueurs distants d'une longueur connue est préservée lors de la mise en mouvement par un opérateur et permettent de comparer les performances de différents systèmes (Tableau T.A1 en annexe). Les performances du VICON® 370 traduisent une erreur moyenne absolue faible (0,94 mm) et une déviation standard de 0,39 mm. Ce système apparaît aussi comme l'un des plus performants (précision de 0,003% du champ de mesure) dans le protocole expérimental de Richards (1999) qui, par un dispositif générant un mouvement rotatif de marqueurs dans un volume de mesure pré-défini, compare les erreurs de mesure linéaires et angulaires de différents systèmes d'analyse gestuelle.

La précision de mesure peut être affectée par des erreurs dans la détermination des centres articulaires et par des erreurs engendrées par des artefacts dus aux mouvements des masses molles et de la peau (Begon & Lacouture, 2005, Della Croce, 2000, 2006). Dans la perspective de limiter ces effets, c'est toujours la même personne qui a installé les marqueurs sur le sujet. De plus, pour éviter un déplacement du marqueur de la main, nous avons demandé à la gymnaste de ne pas repositionner ses maniques ni de les ôter entre les essais d'une même session.

3.4.2 Estimation de l'incertitude de mesure :

L'estimation de l'incertitude de mesure affectant les valeurs relatives aux positions des marqueurs (Tableau 4) s'appuie sur le calcul de la racine carrée de la moyenne des carrés des écarts appelée aussi erreur RMS (*root mean square*). Elle est réalisée sur l'ensemble des essais. Ce calcul s'exprime selon l'équation suivante :

$$\sqrt{\frac{\sum (x_r - x_i)^2}{N}}$$

avec N : nombre d'observations

x_r = valeur de référence

x_i = valeur expérimentale

où la valeur de référence correspond à une longueur segmentaire mesurée sur la gymnaste.

Cette valeur résiduelle permet de vérifier la proximité entre données et valeurs de référence et représente une estimation de la validité des mesures (Allard, Blanchi, Gautier et Aissaoui, 1990, Yeadon & Challis, 1994).

Tableau 4 : RMSE et pourcentage d'erreur pour les longueurs segmentaires

	Bras g	Bras d	Avant bras g	Avant bras d	Main g	Main d	Tronc	Cuisse g	Cuisse d	Jambe g	Jambe d	Pied g	Pied d
RMSE (mm)	16,52	24,58	28,77	32,42	15,73	14,2	37,35	35,54	73,63	20,56	13,12	16,3	18,75
%	6,23	9,27	12,51	14,1	40,30	36,41	10,67	9,74	20,17	5,55	3,54	8,83	10,13

Les taux d'erreur les plus importants (>10%) affectent les segments avant-bras, pieds, mains, tronc et cuisses. Ceci peut s'expliquer pour les mains et les pieds par la proximité des marqueurs (poignet, 2^{ème} et 5^{ème} métacarpiens pour les mains, cheville et 5^{ème} métatarsien pour les pieds) et par la rapidité et la complexité de leurs déplacements au cours des phases de redressement du tronc, et de descente des pieds qui engendre des difficultés de pointage des marqueurs et de nombreuses interpolations sous NEXUS. De plus, la faible taille des segments mains et pieds suppose un pourcentage d'erreur plus important pour une différence entre valeur de référence et valeur expérimentale de quelques millimètres. L'effet de ces imprécisions peut être considéré comme faible dans la mesure où ces valeurs de longueurs sont affectées de faibles coefficients quantifiant les masses segmentaires.

Les erreurs supérieures à 10% pour les segments tronc et cuisses peuvent quant à elles s'expliquer par des glissements de peau responsables d'un décalage plus marqué entre le centre des articulations hanche droite et hanche gauche lors des phases où le corps du sujet est en fermeture. Les repères anatomiques servant de référence au positionnement des marqueurs sont en effet repérés sur un sujet statique et debout, or, la gymnaste adopte lors de la phase d'envol de l'élément considéré une position « carpée » (avec une fermeture des jambes sur le tronc importante). Les erreurs supérieures à 10% pour les avant-bras peuvent s'expliquer par des glissements des bandes en éponge (habituellement utilisées par les tennismen) superposées aux maniques sur lesquelles les marqueurs des poignets étaient positionnés. Ces glissements peuvent expliquer la sous-estimation systématique de la longueur des avant-bras.

3.5 Code de calcul :

Pour traiter les fichiers de données, nous avons en partie utilisé un code de calcul développé en langage C (Barbier, 1994), sous CVI (National Instrument). LabWindows/CVI est un environnement de développement ANSI C comprenant des outils facilitant la conception, l'écriture, la validation et le déploiement des applications de test, mesure et contrôle-commande. Ce code de calcul est basé sur une méthode itérative, dont les entrées sont la cinématique du mouvement et les efforts externes appliqués au sujet. Différents modules composent ce code :

- Un module de filtrage et lissage ajustable
- Un module de dérivation pour calculer les vitesses et accélérations depuis les positions fournies par la cinématique et la dérivation des paramètres d'Euler
- Un module qui calcule l'orientation spatiale des segments

Un fichier spécifique comporte les caractéristiques géométriques et les paramètres inertiels de la modélisation. Ces données, associées aux caractéristiques anthropométriques de la gymnaste rendent possible le calcul des inerties. Ces dernières sont stockées dans une base de données.

3.6 Déroulement du protocole

3.6.1 Sujets ayant participé à l'étude

Quatorze gymnastes de sexe féminin âgées de 12 à 24 ans ont participé à cette étude. Dans le but d'identifier d'éventuelles différences liées au niveau d'expertise, ces quatorze gymnastes ont été réparties en deux groupes. Le groupe que nous appellerons groupe A est constitué de six gymnastes de niveau national qui sont capables d'effectuer le PBTV en répondant aux exigences du règlement fédéral (elles l'enchaînent à une bascule faciale terminée bras tendus et sans temps d'arrêt ou reprise d'élan). Elles s'entraînent entre 15 et 20 heures par semaine et font partie de l'une des meilleures équipes de nationale 1. Les huit autres gymnastes constituent le groupe B et débutent dans l'apprentissage du PBTV. Elles parviennent à saisir la barre supérieure, mais pas à enchaîner le PBTV avec une bascule

faciale. Ces gymnastes s'entraînent entre 4 et 6 heures par semaine. Les Tableaux 5 et 6 présentent respectivement les caractéristiques (âge, taille et masse) des sujets des groupes A et B.

Tableau 5 : Paramètres anthropométriques et âge des sujets du groupe A

Gymnastes	Taille en cm	Poids en kg	Age
A1	145	32	11
A2	143	31	12
A3	148	39	12
A4	150	46	14
A5	162	52	14
A6	160	55	19
Moyenne	151,33	42,50	13 ans et 8 mois
Ecart type	7,89	10,13	2,88

Tableau 6 : Paramètres anthropométriques et âge des sujets du groupe B

Gymnastes	Taille en cm	Poids en kg	Age
B1	163	46	20
B2	161	57	20
B3	176	54	24
B4	173	65	24
B5	156	53	19
B6	175	65	19
B7	161	51	20
B8	163	58	18
Moyenne	166	56,13	20 ans et 6 mois
Ecart type	7,54	6,60	2,27

3.6.2 Procédure

Chacune des 14 gymnastes a participé à une session expérimentale de 2 heures. Après un échauffement libre à l'agrès, quelques essais ont permis aux pratiquantes de s'adapter aux conditions expérimentales. Le protocole débutait lorsque la gymnaste se sentait suffisamment accommodée aux conditions de pratique. L'enregistrement débutait lors de la prise d'élan en barre inférieure et s'arrêtait lorsque la gymnaste descendait de la barre supérieure. Le déplacement des marqueurs était ainsi enregistré pendant une durée moyenne de 7 secondes.

Les consignes données au sujet pour chaque essai étaient les suivantes : « vous devez réaliser 8 passages réussis en PBTv, comme s'il s'agissait d'une compétition. Essayez sur chaque essai d'enchaîner avec une bascule faciale. Vous disposez d'un temps de repos libre entre chaque essai ». Le temps de repos a été laissé libre de façon à éviter la fatigue. Un essai était considéré comme réussi et exploitable pour l'analyse lorsque la gymnaste parvenait à

saisir la barre supérieure à la fin du PBTV. Comme c'est souvent le cas lors d'analyses tridimensionnelles du mouvement, tous les essais réalisés n'ont pas été exploitables pour l'analyse biomécanique. Les occultations de marqueurs ont en effet été fréquentes en raison de l'utilisation de magnésie par les gymnastes. Seuls 3 à 5 essais par gymnastes ont ainsi pu être retenus pour l'analyse, soit 51 essais au total.

4 ANALYSE BIOMECHANIQUE DU PBTV

Le but de cette étude est d'identifier comment les gymnastes placent leur centre de gravité sur une trajectoire aérienne appropriée pour lier le PBTV à l'élément qui suit dans leur enchaînement.

4.1 Calcul des paramètres biomécaniques :

4.1.1 Calcul des paramètres temporels :

L'analyse de la trajectoire du centre de gravité du corps pendant la réalisation du PBTV a débuté au passage du centre de gravité du corps de la gymnaste à la verticale de la barre inférieure et s'est achevée au passage du centre de gravité du corps de la gymnaste à la verticale de la barre supérieure. Le choix de ces bornes temporelles s'explique par la nécessité de prendre en compte comment les conditions de lâcher sont construites pendant la phase d'oscillation autour de la barre inférieure en prenant un repère commun à tous les essais. Prendre en compte, par exemple, la pose des pieds comme instant de début d'analyse n'aurait pas permis d'avoir un repère commun à tous les essais car les gymnastes ne posent pas toutes les pieds au même moment de la trajectoire du centre de gravité du corps. Certaines les posent lorsque leur centre de gravité est au-dessus de la barre inférieure, d'autres les posent alors que leur centre de gravité a déjà effectué un quart de tour autour de la barre inférieure. Le passage à la verticale de la barre supérieure a également été pris en compte pour obtenir un repère commun à tous les essais. En effet, en fonction de leur groupe d'appartenance et de leur réussite sur l'essai considéré, toutes les gymnastes ne remontent pas en bascule faciale en barre supérieure. Certaines ne font qu'osciller légèrement sous la barre supérieure.

Les instants de lâcher de la barre inférieure et de saisie de la barre supérieure ont été repérés visuellement grâce au stick-diagramme fourni par Vicon® Nexus, avec vérification grâce aux instants où la barre inférieure commence à vibrer et où la barre supérieure subit un déplacement vertical vers le bas suite à sa mise en charge. La durée de la phase d'envol a été normalisée, c'est-à-dire exprimée en pourcentage du temps total de vol. Le temps que nous appellerons « temps avant saisie » est à -100% sur la première image où la gymnaste a lâché la barre inférieure, et il est à 0% sur la première image où le contact avec la barre supérieure est établi. Les durées respectives des phases ascendante et descendante de la trajectoire aérienne ont été déterminées grâce à l'événement passage du centre de gravité du corps à son apogée (position verticale maximale lors de la phase d'envol).

4.1.2 Calcul des positions des centres de masse

Les centres de masse segmentaires sont des points d'équilibre situés entre les points proximal et distal qui définissent l'axe principal d'inertie. La formule suivante détermine la position sur cet axe :

$$\overrightarrow{P_s M_s} = k_s \cdot \overrightarrow{P_s D_s}$$

avec P_s : point proximal et D_s : point distal du segment, K_s : coefficient donné par la table anthropométrique et M_s : centre de masse du segment.

Le centre de gravité corporel, barycentre de l'ensemble des centres de masse segmentaires, est déterminé selon l'équation :

$$\overrightarrow{OM} = \frac{1}{\sum_{s=1}^{14} m_s} \sum_{s=1}^{14} m_s \cdot \overrightarrow{OM_s} \quad \overrightarrow{OG} = \frac{1}{\sum_{s=1}^{14} m_s} \sum_{s=1}^{14} m_s \cdot \overrightarrow{OM_s}$$

avec O : origine du repère, G : centre de gravité du corps, M_s : centres de masse segmentaires et m_s : masses segmentaires.

En raison de nombreuses pertes de marqueurs placés sur le tronc (notamment sur la face avant) lors des pré-manipulations, le tronc a été modélisé en un seul segment (défini par les épaules droite et gauche et les grands trochanters droit et gauche).

4.1.3 Calcul des vitesses du centre de masse :

Les vitesses sont calculées par dérivation première en fonction du temps des positions, et les accélérations par dérivation seconde. L'algorithme retenu pour calculer ces dérivées est une dérivation centrée sur 5 points.

L'angle entre le vecteur vitesse linéaire du centre de masse et l'horizontale dans le plan sagittal a été calculé grâce aux valeurs de vitesses verticale et antéro-postérieure du centre de masse. Nous appellerons angle d'éjection la valeur de cet angle à l'instant du lâcher de la barre inférieure. Sa valeur à la saisie de la barre supérieure sera également considérée. Les valeurs du vecteur vitesse linéaire du centre de masse aux passages à la verticale des deux barres ont été calculées, en prenant comme repère pour le passage à la verticale de la barre inférieure l'instant de l'oscillation où la position du centre de gravité est minimale et pour le passage à la verticale de la barre supérieure l'instant où la différence de positions antéro-postérieures entre le centre de gravité et la barre supérieure est minimale.

4.1.4 Calcul de l'angle de lâcher

Comparer les positions selon les axes x, y et z du centre de gravité du corps aux instants de lâcher de la barre inférieure et saisie de la barre supérieure risquerait d'aboutir à des résultats biaisés car les morphologies des gymnastes des deux groupes présentent un écart moyen de 15 cm. Les gymnastes du groupe B, plus grandes, lâcheraient donc forcément la barre inférieure avec une position en y de leur centre de gravité plus importante que les gymnastes du groupe A, indépendamment des différences de nature technique entre les prestations des deux groupes. C'est pourquoi nous avons préféré comparer l'angle de lâcher des sujets des deux groupes, celui-ci étant défini comme l'angle entre l'horizontale de la barre inférieure et la ligne passant par la barre et par le centre de gravité du corps de la gymnaste à l'instant du lâcher. Cet angle semble plus à même que les positions de refléter des différences d'ordre technique, indépendamment de la taille des gymnastes.

4.1.5 Calcul de l'angle de saisie :

L'angle entre la verticale de la barre supérieure et la droite passant par l'axe du portemains et la position du centre de gravité du corps de la gymnaste à l'instant de la saisie de la barre supérieure a été mesuré à partir des positions de la barre supérieure et du centre de gravité du corps.

4.1.6 Calcul du rayon de rotation du centre de masse autour des barres :

Nous avons calculé le rayon de rotation du centre de gravité du corps autour de la barre inférieure et autour de la barre supérieure respectivement avant le lâcher et après la saisie à partir des positions des marqueurs placés sur les barres et des positions calculées pour le centre de gravité du corps.

4.2 Résultats de l'analyse biomécanique du PBTV :

Les choix méthodologiques réalisés et la passation du protocole par les gymnastes des deux groupes ont permis le recueil de données et leur traitement. Les résultats exposés dans cette partie visent à identifier les éventuelles différences liées à l'expertise, successivement sur les paramètres d'éjection, la cinématique de la phase d'envol et sur l'interception de la barre supérieure.

L'ensemble des tests statistiques a été réalisé avec le logiciel Statistica (version 6.0, StatSoft, Tulsa, OK). Pour chaque paramètre, les moyennes et écarts-types ont été calculés grâce à la fonction « statistiques descriptives ». Des tests de Shapiro-Wilk et de Levene ont été utilisés pour tester la normalité de la distribution et l'homogénéité de la variance de

chaque variable dépendante. En fonction des résultats du test de Shapiro-Wilk, c'est soit un test T de Student pour échantillons indépendants, soit un test U de Mann-Whitney qui a été appliqué pour comparer les deux groupes. Pour ces tests, le niveau de significativité a été fixé à $p < 0.05$. La signification clinique a été ensuite exprimée par le biais de l'*effect size* (amplitude de l'effet) pour les tests T de Student et par le calcul du pourcentage de différence pour les tests U de Mann-Whitney. Selon la grille de J.Cohen (1988), un *effect size* compris entre 0,2 et 0,5 indique une différence petite, un *effect size* supérieur à 0,5 et inférieur à 0,8 indique une différence modérée, et un *effect size* supérieur à 0,8 indique une grande différence.

4.2.1 Conditions d'éjection au lâcher et effets sur la balistique du centre de gravité du corps

4.2.1.1 Evolution de la distance entre le centre de gravité du corps et la barre pendant l'oscillation² sous la barre inférieure

La distance entre le centre de gravité du corps et la barre inférieure est significativement plus grande chez le groupe B à l'instant du lâcher (groupe A : $1,35 \pm 0,06$ m, groupe B : $1,42 \pm 0,05$ m, $T = -3,64$, $p < 0,001$, *effect size* = -8). On peut noter une pente plus élevée à l'approche du lâcher chez la gymnaste du groupe B par rapport à celle du groupe A sur les Figures A2 et A3 en annexe qui font apparaître l'évolution de cette distance pendant l'oscillation sous la barre inférieure pour un sujet du groupe A et un sujet du groupe B.

4.2.1.2 Vitesse linéaire du centre de gravité du corps

La Figure A4 en annexe présente l'évolution de l'orientation du vecteur vitesse linéaire du centre de gravité du corps dans le plan sagittal pendant l'oscillation sous la barre inférieure (angle entre le vecteur vitesse et l'horizontale) pour l'ensemble des sujets du groupe A et l'ensemble des sujets du groupe B. Les valeurs sont présentées à partir du passage à la verticale de la barre inférieure et jusqu'à l'instant de lâcher. Les évolutions sont semblables jusqu'à l'approche du lâcher, où l'angle diminue davantage juste avant le lâcher pour le sujet du groupe B que pour celui du groupe A.

Les vitesses linéaires selon les axes y et z du centre de gravité du corps à l'instant du lâcher de la barre inférieure diffèrent selon le niveau d'expertise. Comme l'indique le Tableau 7, les gymnastes du groupe B lâchent avec une vitesse en y plus grande que celles du groupe A ($T = -4,72$, $p < 0,01$, *effect size* = -9,02) mais avec une vitesse en z inférieure ($T = 4,98$, $p < 0,01$, *effect size* = 9,98).

² En gymnastique, une oscillation sous la barre inférieure correspond à la phase de la rotation du corps autour de la barre inférieure où le centre de gravité est en dessous de celle-ci.

Tableau 7 : Vitesses linéaires moyennes en x, y et z du centre de gravité du corps des gymnastes des groupes A et B à l' instant du lâcher (* **différences significatives**)

Vitesses linéaires (en m.s-1)	Moyenne groupe A	Moyenne groupe B
Axe x instant de lâcher	-0,08	-0,07
Axe y instant de lâcher	0,90*	1,37*
Axe z instant de lâcher	2,44*	2,06*

L'angle d'éjection, c'est-à-dire l'angle entre le vecteur vitesse linéaire du centre de gravité du corps et l'horizontale à l'instant du lâcher est plus grand pour le groupe A ($67 \pm 7^\circ$) que pour le groupe B ($56 \pm 5^\circ$, $T=5,23$, $p<0,01$, *effect size* =10,35).

4.2.1.3 Angle de lâcher

L'angle de lâcher est significativement plus grand pour le groupe A ($9 \pm 7^\circ$) que pour le groupe B ($-8 \pm 6^\circ$; $T=-7,35$, $p<0,01$, *effect size* : 14,19).

4.2.1.4 Durée de la phase d'envol

La durée de la phase d'envol est significativement plus grande ($U=61,5$, $p<0,01$) chez le groupe A ($-444,35 \pm 48,61$ ms avant contact avec la barre supérieure) que chez le groupe B ($-384,47 \pm 33,37$ ms avant contact avec la barre supérieure). Même si une différence de durée de la trajectoire aérienne existe entre les deux groupes, celle-ci est de l'ordre de 60 millisecondes, ce qui est inférieur au délai visuo-moteur (150 ms). La durée de la phase ascendante s'avère être plus importante pour le groupe A ($304.69\text{ms} \pm 21.56$) que pour le groupe B ($256,70 \pm 29,12$ ms, $T=5,99$, $p<0,01$, *effect size* = 11,82).

4.2.1.5 Trajectoire du centre de gravité du corps et des mains pendant la phase d'envol :

La Figure A5 en annexe présente les trajectoires du centre de gravité du corps et du centre de gravité de la main droite dans le plan sagittal, pendant la phase d'envol du PBTV. Une comparaison des deux groupes quant aux valeurs des positions du centre de gravité du corps à l'apogée de la trajectoire sur les axes postéro-antérieur (y) et vertical (z) (Figure A6, en annexe) montre que les valeurs en y sont plus grandes chez le groupe B ($1,05 \pm 0,13$ m) que chez le groupe A ($0,89 \pm 0,21$ m) ($U=71$, $p<0,05$, % de différence =17,98%). La position en z du centre de gravité du corps à l'apogée de la trajectoire aérienne est quant à elle plus faible chez le groupe B ($1,59 \pm 0,09$ m) que chez le groupe A ($1,83 \pm 0,13$ m).

4.2.1.6 Pics de vitesse du centre de gravité des mains

La valeur moyenne au pic de vitesse des mains en y est plus élevée chez le groupe B ($5,91 \pm 0,58 \text{ m.s}^{-1}$) que chez le groupe A ($5,25 \pm 1,11 \text{ m.s}^{-1}$), $U=112$, $p<0,05$, % de différence = -11,16% (Figure A7, en annexe). En y et en z, le pic de vitesse du centre de gravité des mains se produit plus tôt chez G.A. ($234,26 \pm 37,44 \text{ ms}$ avant la saisie en y, $284,87 \pm 43,2 \text{ ms}$ en z) que chez G.B. ($180,7 \pm 80,87 \text{ ms}$ avant la saisie en y, $231,47 \pm 52,5 \text{ ms}$ en z), $T=-2,88$, $p<0,05$, $ES=-5,64$ en y, $U=131$, $p<0,05$, % de différence = 23,07% en z (Figure A8, en annexe). En x, y et z, le pic de vitesse du centre de gravité des mains se produit plus tôt en pourcentage de temps avant saisie chez G.A. ($-73,39 \pm 6,91\%$ en x, $-55,27 \pm 9,46\%$ en y, $-67,89 \pm 11,86\%$ en z) que chez G.B. ($-72,3 \pm 15,11\%$ en x, $-41,73 \pm 15,71\%$ en y, $-57,95 \pm 7,96\%$ en z), $U=124$ en x, $U=141$ en y, $U=102$ en z, $p<0,05$, % de différence : 1,51% en x, 32,44% en y, 17,15% en z (Figure A9, en annexe).

4.2.1.7 Complément d'informations

Il n'y a pas de différence entre les groupes quant à la vitesse linéaire en y au passage à la verticale de la barre inférieure (groupe A: $3,865 \pm 0,145 \text{ m/s}$, groupe B: $3,867 \pm 0,08 \text{ m/s}$, $U = 182$, $p>0,05$). Il n'y a pas de différence significative sur la durée de la phase descendante de la trajectoire (groupe A : $139,65 \pm 40,64 \text{ ms}$, groupe B: $127,76 \pm 33,21 \text{ ms}$). Les profils de vitesse des mains des deux groupes sont semblables en ce qui concerne la norme (Figure A10) et les valeurs en x (Figure A11), y (Figure A12) et z (Figure A13). Les valeurs moyennes aux pics de vitesse négatifs en x et positif en z ne diffèrent pas entre les groupes. Les deux groupes présentent des valeurs de temps au pic de vitesse en x du centre de gravité des mains qui ne sont pas significativement différentes.

4.2.2 Saisie de la barre supérieure :

4.2.2.1 Angle de saisie

L'angle de saisie est plus grand ($T=9,8$, $p<0,01$, $effect\ size = 19,02$) pour le groupe A ($44 \pm 10^\circ$) que pour le groupe B ($15 \pm 5^\circ$, Figure A14 en annexe).

4.2.2.2 L'orientation de la vitesse linéaire à l'instant de saisie

La Figure A15 en annexe présente l'évolution de l'angle entre le vecteur vitesse linéaire du centre de gravité et l'horizontale, dans le plan sagittal, de l'instant de saisie jusqu'au passage sous la verticale de la barre supérieure. L'angle entre le vecteur vitesse linéaire du centre de gravité et l'horizontale à l'instant de saisie de la barre supérieure est plus faible (donc plus éloigné de l'horizontale) pour le groupe A ($-54 \pm 13^\circ$) que pour le groupe B ($-44 \pm 12^\circ$, $T=-2,32$, $p<0,05$).

Le Tableau 8 résume les valeurs de l'ensemble des paramètres considérés.

Tableau 8 : Valeurs de l'ensemble des paramètres pour les deux groupes

	Groupe A		Groupe B	
	Moyenne	Ecart type	Moyenne	Ecart type
Angle de lâcher	9°	7	-8°	6
Distance CG- barre au lâcher	1,35 m	0,06	1,42 m	0,05
VG au passage sous la barre inférieure	3,865 m/s	0,145	3,867 m/s	0,08
Vy au lâcher	0,9 m/s	0,11	1,37 m/s	0,2
Vz au lâcher	2,44 m/s	0,26	2,06 m/s	0,33
Orientation de VG au lâcher	67°	7	56°	5
Durée de vol	444,35 ms	48,61	384,47 ms	33,37
Position en y du CG à l'apogée	0,89 m	0,21	1,05 m	0,13
Position en z du CG à l'apogée	1,83 m	0,13	1,59 m	0,09
Angle de saisie	44°	10	15°	5
VG au passage sous la barre supérieure	1,44 m/s	0,57	1,27 m/s	0,25
Orientation de VG à la saisie	-54°	13	-44°	12

4.2.2.3 Complément d'informations

Il n'y a pas de différence entre groupes quant à la vitesse linéaire en y au passage à la verticale de la barre supérieure (groupe A : $1,44 \pm 0,37$ m/s, groupe B : $1,27 \pm 0,25$ m/s, $U = 140$, $p > 0,05$).

4.3 Analyse des différences de trajectoire du centre de gravité des gymnastes du groupe A et du groupe B :

4.3.1 Conditions initiales au lâcher et effets sur la balistique du centre de gravité du corps :

Au regard de la double contrainte à laquelle les gymnastes qui réalisent le PBTV doivent faire face (se placer sur une trajectoire aérienne leur permettant de saisir la barre supérieure et gérer leur rotation vers l'avant sur cette trajectoire afin d'avoir le centre de gravité le plus éloigné possible de la verticale de la barre supérieure à l'instant de la saisie pour enchaîner le PBTV avec une bascule faciale), notre questionnement a porté dans un

premier temps sur la façon dont les gymnastes placent leur centre de gravité sur une trajectoire aérienne propice à l'enchaînement. Les paramètres de lâcher ont été identifiés comme facteurs déterminants de la performance lors des lâchers de barre (Fink, 1988) et utilisés comme paramètres d'entrée de simulations pour des lâchers et sorties de barre (Nissinen, Preiss et Brüggemann, 1985). Ces paramètres de lâcher (positions et vitesses du centre de gravité du corps, angle d'éjection) sont également déterminants lors de la réalisation du PBTV en liaison avec une bascule faciale. Les gymnastes du groupe A et du groupe B se placent sur une trajectoire aérienne avec des conditions d'éjection différentes.

Si l'on compare les valeurs des paramètres de lâcher du PBTV avec les valeurs rapportées dans la littérature pour d'autres éléments de lâcher – rattraper supposant une inversion de la quantité de mouvement angulaire avant le lâcher, on remarque que les valeurs de vitesse horizontale au centre de gravité à l'instant du lâcher sont plus faibles pour le PBTV (0,9 m/s en vitesse horizontale) que pour le Tkachev (2 m/s rapportés par Brüggemann et al (1994) pour de gymnastes masculins en barre fixe, 1,58 à 1,92 m/s rapportés par Irwin, Manning et Kerwin (2011) pour des gymnastes féminines en barres asymétriques), mais plus élevées que pour le Marinich (0,72 m/s rapportés par Brüggemann et al). Les valeurs de vitesse verticale au lâcher (2,44 m/s) sont plus faibles que celles mises en jeu par des gymnastes masculins réalisant des Tkachev ou Marinich (3,05 et 2,8 m/s, Brüggemann et al), mais plus élevées que celles mises en jeu par des gymnastes féminines réalisant les différentes variantes de Tkachev (1,49 à 1,98 m/s, Irwin, Manning et Kerwin). Les valeurs de moment cinétique normalisé constatées pour le PBTV (-2,18 kg.m²/s) sont quant à elles plus élevées en valeur absolue que celles mises en jeu dans différentes variantes de Tkachev (-0,22 à -0,39 kg.m²/s).

Les résultats mettent en évidence que la trajectoire aérienne permettant l'enchaînement (celle des sujets du groupe A) est une trajectoire plutôt haute et fermée. La trajectoire aérienne plus longue et moins haute décrite par le centre de gravité des gymnastes du groupe B n'a permis l'enchaînement du PBTV avec une bascule faciale sur aucun des essais du protocole. C'est grâce à un angle d'éjection plus grand, lié à une vitesse verticale du centre de gravité plus importante que les gymnastes du groupe A peuvent produire une trajectoire aérienne plus haute et plus fermée. Les conditions d'éjection sont donc ici un facteur déterminant de la performance, comme c'est le cas pour l'ensemble des éléments gymniques en lâcher-rattraper aux barres. D'après Fink (1988), la phase de lâcher « est le déterminant le plus important du succès de ces habiletés », et « c'est pendant cette phase et à ce moment que [des] paramètres critiques [angles de lâcher, vitesse du centre de gravité au lâcher] sont déterminés ». Il semble que c'est davantage le profil de la trajectoire aérienne qui détermine la performance en PBTV que la durée elle-même de cette trajectoire, car si des différences de durées totales ont pu être mises en évidence entre les deux groupes, celles-ci sont minimales. Le temps disponible pour agir après que le centre de gravité ait atteint son apogée est le même pour les deux groupes, mais la phase ascendante de la trajectoire aérienne dure plus longtemps pour les gymnastes du groupe A.

En confrontant les résultats trouvés par Hiley et Yeadon (2003) et les résultats de notre étude, nous pouvons faire l'hypothèse que les paramètres de lâcher des gymnastes du groupe A leur permettent d'avoir une marge d'erreur plus importante que celles du groupe B. Hiley et Yeadon (2003) définissent la marge d'erreur comme la fenêtre temporelle de lâcher de barre pendant laquelle un ou une gymnaste dispose de quantités de mouvement linéaire et angulaire appropriées pour réaliser une acrobatie donnée. Comme le montre la Figure 7 extraite de leur article, ils mettent en évidence des différences de trajectoire du centre de gravité du corps à l'approche du lâcher lors de la réalisation de deux techniques différentes (technique traditionnelle et technique « en cuillère ») de grand tour arrière préparatoire à une sortie pour expliquer que la technique « en cuillère » offre une fenêtre de lâcher plus importante. La trajectoire du centre de gravité (trait pointillé) est plus circulaire et la direction de la vitesse change rapidement à l'approche du lâcher, ce qui entraîne une vitesse horizontale au lâcher plus importante que dans la technique « en cuillère », qui limite la fenêtre de lâcher. Pour cette seconde technique, il y a un aplatissement de la trajectoire à l'approche du lâcher (trait plein), et la direction de la vitesse varie moins rapidement à l'approche du lâcher.

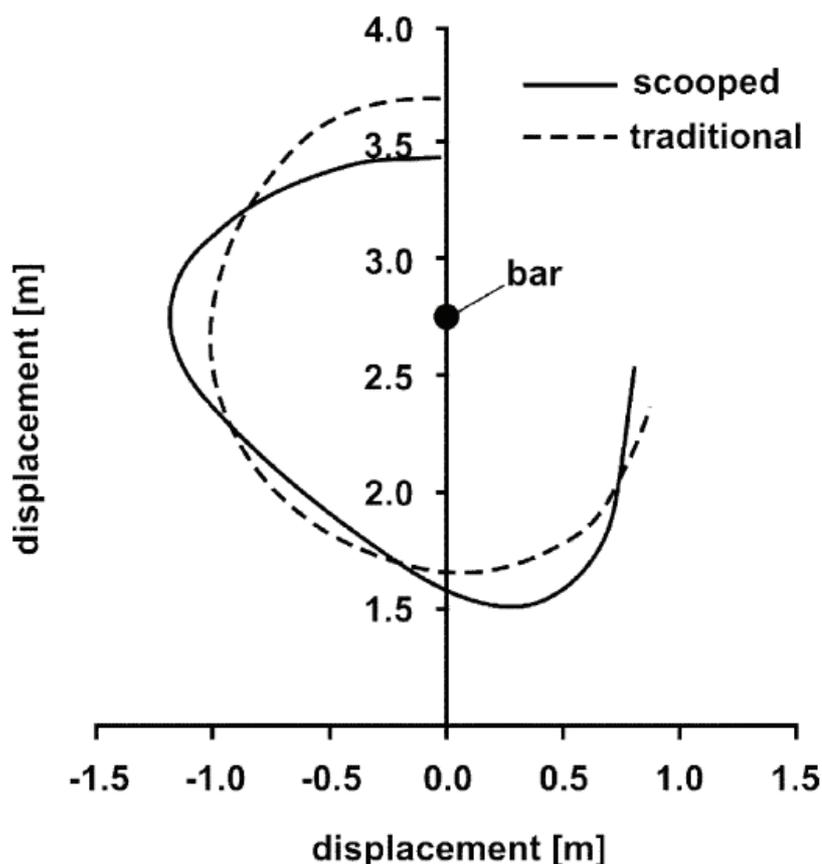


Figure 7: Schéma issu de Hiley et Yeadon (2003) présentant les différences de trajectoire du centre de gravité lors de la réalisation de deux techniques différentes de grand tour arrière préparatoire à une sortie en barre fixe.

Bien que de telles différences de trajectoire du centre de gravité du corps à l'approche du lâcher ne soient pas manifestes à la lecture de notre Figure A5, la Figure A4 fait apparaître qu'à l'approche du lâcher, l'orientation du vecteur vitesse du centre de gravité du corps change rapidement pour le groupe B, et pas pour le groupe A. La marge d'erreur des gymnastes du groupe B pourrait donc être limitée comparée à celle des gymnastes du groupe A.

L'angle de lâcher est plus grand pour le groupe A. Les gymnastes qui parviennent à enchaîner le PBTV avec une bascule faciale placent donc leur centre de gravité plus haut à la fin de l'oscillation autour de la barre inférieure. Cela signifie que si la gymnaste lâche la barre inférieure trop tôt, alors la trajectoire est inadéquate pour placer le centre de gravité suffisamment haut à la saisie. Une liaison réussie suppose également qu'à l'instant du lâcher, le vecteur vitesse linéaire du centre de gravité du corps soit orienté davantage vers le haut (avec un angle d'éjection plus grand que pour les gymnastes qui ne parviennent pas à enchaîner après le PBTV). L'angle d'éjection dépendant des valeurs des composantes antéro-postérieure et verticale du vecteur vitesse, les gymnastes qui réussissent l'enchaînement produisent au lâcher une vitesse verticale plus grande et une vitesse horizontale plus faible que celles qui ne parviennent pas à enchaîner. Puisque seules les gymnastes du groupe A parviennent à enchaîner le PBTV avec un autre élément pour poursuivre leur routine, l'importance de l'angle de lâcher et de la vitesse en z du centre de gravité du corps au lâcher sont des paramètres discriminants de la performance.

L'évolution du rayon entre le centre de gravité du corps et la barre inférieure entre le passage à la verticale de celle-ci et l'instant de lâcher diffère pour les deux groupes : le rayon augmente plus rapidement à l'approche du lâcher pour le groupe B (Figure A3). Cette augmentation plus rapide du rayon peut être liée aux changements de configuration segmentaire à l'approche du lâcher. A cet égard, une analyse des contributions segmentaires pour chacun des deux groupes s'avérera nécessaire suite à l'analyse de la trajectoire du centre de gravité pour répondre à différentes questions : les gymnastes des deux groupes mettent-elles en jeu des configurations différentes à l'approche du lâcher de la barre inférieure susceptibles d'expliquer les différences d'orientation du vecteur vitesse linéaire pendant l'oscillation autour de la barre inférieure et au lâcher, engendrant elles-mêmes des différences de trajectoire du centre de gravité pendant la phase d'envol et l'atteinte d'une apogée plus basse et plus proche de la barre supérieure ? Pour le savoir, une analyse de l'évolution des angles articulaires, notamment à la hanche et à l'épaule, ainsi que la quantification de la quantité de mouvement en rotation au lâcher pour les deux groupes sera menée.

Un tel questionnement sur les différences de configurations segmentaires pendant la phase d'oscillation sous la barre inférieure et au lâcher s'avère d'autant plus nécessaire que ce qui discrimine la capacité à enchaîner une bascule après le PBTV n'est pas la vitesse linéaire du centre de gravité au passage à la verticale de la barre inférieure, car ce paramètre ne diffère pas pour les deux groupes. Ce n'est donc pas la vitesse emmagasinée dans la prise d'élan en pieds-barre qui conditionne la réussite de l'enchaînement, mais plutôt l'exploitation de cette vitesse pour créer des conditions d'éjection du centre de gravité appropriées à la fin de la

phase d'oscillation autour de la barre supérieure. Il peut paraître surprenant que les gymnastes des deux groupes aient une vitesse linéaire du centre de gravité au passage sous la barre inférieure qui ne soit pas significativement différente alors qu'elles n'ont pas le même rayon de rotation autour de la barre inférieure (les gymnastes du groupe B ont un rayon plus grand). La vitesse linéaire étant égale au produit de la distance à l'axe de rotation par la vitesse de rotation, cela signifie que les gymnastes du groupe A ont une vitesse de rotation plus grande. Comment cela est-il possible ? La prise d'élan ayant été laissée libre lors du déroulement du protocole, les gymnastes ont produit des prises d'élan différentes en fonction de leur niveau pour poser les pieds sur la barre inférieure. Les gymnastes du groupe B sont parties de l'appui bras tendus sur la barre inférieure, ont projeté les jambes vers l'arrière pour décoller le bassin de la barre et poser les pieds dessus. Les gymnastes du groupe A sont quant à elles parties d'une position proche de l'appui tendu renversé en barre inférieure, et ont retardé au maximum la pose du second pied sur la barre.

Nous avons vu que la différence de conditions d'éjection entre les deux groupes a pour conséquences une durée de vol plus importante pour le groupe A que pour le groupe B, et des différences de positions en y et z du centre de gravité du corps à l'apogée : la trajectoire du centre de gravité du corps des gymnastes du groupe A présente un profil parabolique plus étroit et plus fermé que celle des gymnastes du groupe B. On peut se demander si les différences de niveau de performance entre les groupes (les gymnastes du groupe A parviennent à enchaîner après le PBTv et pas celles du groupe B) sont davantage liées à des différences de mobilisation des segments (bras et jambes) sur la trajectoire pour aller saisir la barre supérieure ou à des différences de trajectoires elles-mêmes. Autrement dit, est-ce le fait d'avoir une trajectoire plus longue et moins haute qui empêche les gymnastes du groupe B d'enchaîner une bascule faciale après le PBTv, ou est-ce que sur cette même trajectoire, une gesticulation plus optimale pourrait leur permettre d'enchaîner ? Nous tenterons de répondre à ce questionnement au cours de la troisième partie, grâce à la simulation numérique.

Enfin, la durée de la trajectoire aérienne plus faible pour les gymnastes du groupe B fait qu'elles disposent de légèrement moins de temps que les gymnastes du groupe A pour faire parcourir à leurs mains la même distance entre les deux barres. Elles sont alors amenées, pour compenser, à produire un pic de vitesse en y du centre de gravité des mains plus important que les gymnastes du groupe A. Le temps disponible pour parcourir la distance entre les deux barres explique également que les pics de vitesse des mains peuvent se produire plus tôt chez les gymnastes du groupe A que chez celles du groupe B.

4.3.2 Saisie de la barre supérieure :

A l'instant de la saisie de la barre supérieure, l'angle entre la verticale de la barre et le centre de gravité du corps est significativement plus grand chez les gymnastes du groupe A que chez celles du groupe B. Ceci confère un avantage mécanique aux gymnastes du groupe A pour pouvoir enchaîner une bascule après le PBTv. En effet, le corps d'une gymnaste suspendue à une barre peut être assimilé à un système pendulaire simple, c'est à dire à une masse (de même masse que la gymnaste) suspendue par son centre à une tige dont l'une des

extrémités est fixe (de masse négligeable et de longueur égale à la distance séparant le centre de gravité du point fixe) qui peut osciller dans un plan autour du point de fixation. La position de repos d'un pendule simple est verticale. La vitesse du pendule est alors nulle, et son énergie cinétique également. Lorsqu'on éloigne la masse de cette position verticale, le travail fourni contre la pesanteur crée une énergie potentielle.

Ainsi, lors de la saisie de la barre supérieure après le PBTV, plus le centre de gravité du corps de la gymnaste est éloigné de la verticale de la barre, et plus il pourra s'élever en fin d'oscillation, s'éloignant à nouveau de la verticale de la barre. Les gymnastes du groupe A parviennent donc à s'élever davantage en fin d'oscillation, ce qui leur permet de remonter plus facilement à l'appui sur la barre supérieure en bascule faciale, car une seconde oscillation pendulaire entre en jeu après la fermeture des jambes sur le tronc, qui, en plus du rapprochement des masses segmentaires de l'axe de rotation, facilite le rétablissement sur la barre.

5 ETUDE DES MOMENTS D'INERTIE ET CINETIQUE

L'objet de ce chapitre est d'identifier quelle organisation segmentaire les gymnastes adoptent pour lier le PBTV à l'élément qui suit dans leur enchaînement. Nous présentons la gestion des moments d'inertie en trois dimensions, qui obéit au principe de conservation du moment cinétique en phase aérienne.

5.1 Calcul des paramètres

5.1.1 Repères

Trois types de repères ont été utilisés (Figure 8) : les repères segmentaires R_s , le repère global associé au laboratoire R , et le repère associé au centre de gravité de la gymnaste R_g (permettant d'exprimer les résultats par rapport aux axes de rotation du corps).



Figure 8 : Les trois types de repères utilisés.

5.1.2 Méthode pour l'analyse des moments d'inertie et moments cinétiques

5.1.2.1 Modèle

Comme pour l'analyse précédente, un modèle géométrique de corps libres à 14 segments a été utilisé pour l'analyse. Le modèle inertiel anthropométrique proposé en 1996 par de Léva (adaptation de Zatsiorsky) a été choisi car il sied à une population de jeunes athlètes féminines d'une part et est fréquemment utilisé dans la littérature en gymnastique d'autre part. Un repère tridimensionnel a pu être associé à chaque segment grâce à la présence d'au moins trois marqueurs par segment. Les centres articulaires ont été considérés au niveau des marqueurs anatomiques externes. Conformément aux propositions de de Léva (1996), l'axe entre les deux centres articulaires proximal et distal a été considéré comme axe principal du segment, et le centre de gravité segmentaire a été considéré comme se situant sur cet axe. Les centres de rotation et paramètres inertiels autour de ces centres de rotation de notre modèle sont fixes. Les variations liées aux déplacements des masses musculaires lors des contractions ne sont pas prises en considération. D'après les travaux de Begon et Lacouture (2005) et Clark et Hawkins (2010) les erreurs alors engendrées dans les calculs peuvent être considérées comme faibles. Préalablement aux calculs, un filtre passe bas d'ordre 2 à 10 Hz a été appliqué aux données issues du protocole décrit en section 3.6.

5.1.2.2 Calcul du moment cinétique

Dans le PBTV, l'inertie peut être calculée par rapport au centre de gravité du corps de la gymnaste lors de la phase aérienne, ou par rapport à la barre lors des phases de contact avec le porte-mains.

Lors de la phase aérienne, la seule force extérieure qui s'exerce sur la gymnaste est son poids, d'où :

$$\sum \vec{F}_{ext} = \vec{P} \quad \text{et} \quad \sum \vec{M}_{F_{ext}/G} = \vec{M}_{P/G}, \quad \text{or} \quad \vec{M}_{P/G} = \overrightarrow{GG} \wedge \vec{P} = \vec{0}$$

Selon le théorème du moment cinétique, la somme des moments de forces extérieures par rapport à un axe est égale au produit de l'inertie du corps par rapport à cet axe et de la vitesse angulaire du corps :

$$\Delta \vec{L}_{C/G} = \sum_s I_{S/G} \times \Delta \vec{\omega}_s$$

La variation du moment cinétique du corps par rapport au centre de gravité $\Delta L_{C/G} = I_{C/G} \times \Delta \omega$ est nulle pendant la phase aérienne par conséquent, la quantité de mouvement angulaire globale (ou moment cinétique) $L_{C/G}$ est constante.

C'est pour cette raison que la vitesse de rotation angulaire du corps autour du centre de gravité ne peut être contrôlée qu'en modifiant $I_{C/G}$. Pendant la phase d'envol du PBTv, c'est surtout la vitesse de rotation autour de l'axe transversal au CG que la gymnaste doit contrôler. Conjointement, l'écart latéral des bras et des jambes semble avoir pour fonction de limiter la création de rotation autour de l'axe longitudinal alors que l'adoption d'une position carpée (écartée) semble favoriser la stabilité en rotation transversale. En effet, un corps rigide est stable lors d'une rotation autour d'un des axes correspondant aux moments d'inertie maximum ou minimum mais s'avère instable s'il tourne autour de l'axe correspondant au moment d'inertie intermédiaire. Ainsi, d'après Yeadon (1996), dans les activités acrobatiques la rotation transversale est stable en position groupée ou carpée mais instable en position tendue.

5.1.2.3 Matrice d'inertie segmentaire

5.1.2.3.1 Matrice d'inertie d'un segment par rapport à son centre de gravité propre dans le référentiel du segment

La matrice d'inertie (I_s) d'un segment (s) par rapport à son centre de gravité G_s dans le référentiel du segment (R_s) s'exprime :

$$I_{s G_s}^{R_s} = \begin{bmatrix} I_{xx} & 0 & 0 \\ 0 & I_{yy} & 0 \\ 0 & 0 & I_{zz} \end{bmatrix}$$

où I_{xx} , I_{yy} et I_{zz} sont des paramètres inertiels segmentaires déterminés à partir des tables de de Leva (1996).

La détermination de I passe par le calcul de la distance, à chaque instant, entre les marqueurs proximal et distal de chaque segment. Le calcul de cette distance étant soumis à des incertitudes liées au fait que les centres articulaires ont été considérés au niveau des marqueurs, les données ont été ou non soumises à un lissage, en utilisant une valeur moyenne lorsque des variations de longueur au cours du temps, imputables notamment à des glissements de peau, ont été constatées.

Soient $\vec{x}_s, \vec{y}_s, \vec{z}_s$ les trois axes, orthogonaux entre eux et de norme 1 associés à R_s . L'inertie segmentaire peut être exprimée sur chacun de ces trois axes par :

$$\begin{aligned} I_{xx} &= (M \cdot ms)(l_{r,transverse})^2, \text{ selon } \vec{x}_s \\ I_{yy} &= (M \cdot ms)(l_{r,sagittal})^2, \text{ selon } \vec{y}_s \\ I_{zz} &= (M \cdot ms)(l_{r,longitudinal})^2, \text{ selon } \vec{z}_s \end{aligned}$$

où \vec{x}_s est l'axe transverse du segment, \vec{y}_s son axe sagittal et \vec{z}_s son axe longitudinal.

5.1.2.3.2 Matrice d'inertie d'un segment par rapport à son centre de gravité propre dans le référentiel global associé au laboratoire (R)

La matrice d'inertie du segment (s) dans le référentiel associé au laboratoire (R) est définie par :

$$I_{s \ G_s}^R = A \cdot I_{s \ G_s}^{R_s} \cdot A^T$$

Avec A : la matrice de rotation du repère R_s vers le repère R, tel que :

$$A_R^{R_s} = [\vec{x}_s, \vec{y}_s, \vec{z}_s] = \begin{bmatrix} x_{x_s} & x_{y_s} & x_{z_s} \\ y_{x_s} & y_{y_s} & y_{z_s} \\ z_{x_s} & z_{y_s} & z_{z_s} \end{bmatrix}$$

car $\vec{x}_s, \vec{y}_s, \vec{z}_s$ sont définis dans R par :

$$\vec{x}_s = \begin{bmatrix} x_{x_s} \\ y_{x_s} \\ z_{x_s} \end{bmatrix}, \vec{y}_s = \begin{bmatrix} x_{y_s} \\ y_{y_s} \\ z_{y_s} \end{bmatrix} \text{ et } \vec{z}_s = \begin{bmatrix} x_{z_s} \\ y_{z_s} \\ z_{z_s} \end{bmatrix}$$

Les paramètres de A peuvent être calculés à partir des coordonnées de $\vec{x}_s, \vec{y}_s, \vec{z}_s$ dans R, elles-mêmes calculées en utilisant les coordonnées de trois points de chaque segment (le marqueur proximal P_s , le marqueur distal D_s et le rotateur, R_s) :

$$\vec{z}_s = \frac{\overrightarrow{P_s D_s}}{\|\overrightarrow{P_s D_s}\|}, \vec{x}_s = \frac{\vec{z}_s \wedge \overrightarrow{P_s R_s}}{\|\vec{z}_s \wedge \overrightarrow{P_s R_s}\|} \text{ et } \vec{y}_s = \frac{\vec{z}_s \wedge \vec{x}_s}{\|\vec{z}_s \wedge \vec{x}_s\|}$$

5.1.2.3.3 Matrice d'inertie d'un segment par rapport au centre de rotation du corps (O)

Lors de la réalisation du PBTV, la gymnaste alterne des phases de rotation autour de ses mains attachées à la barre, et autour du centre de gravité de son corps en phase aérienne. En tenant compte de la translation du centre de gravité segmentaire au centre de rotation du corps (O)- soit le centre des CG des mains, soit le CG du corps- la matrice d'inertie segmentaire par rapport à O s'exprime :

$$I_{sO}^R = A_R^{R_s} \cdot I_{sG_s}^{R_s} \cdot A_R^{R_s T} + \begin{bmatrix} m_s \cdot \|\vec{x} \wedge \overrightarrow{OG_s}\|^2 & 0 & 0 \\ 0 & m_s \cdot \|\vec{y} \wedge \overrightarrow{OG_s}\|^2 & 0 \\ 0 & 0 & m_s \cdot \|\vec{z} \wedge \overrightarrow{OG_s}\|^2 \end{bmatrix}$$

La norme du vecteur $\overrightarrow{OG_s}$ est déterminée par calcul de la distance entre G_s et, soit le centre des mains, soit le centre de gravité du corps.

Les positions des centres de gravité de chaque segment (G_s) sont déterminées grâce aux coefficients de de Leva (1996), en considérant que les centres de gravité segmentaires sont alignés avec l'axe longitudinal du segment.

5.1.2.4 Matrice d'inertie globale (I_G^R) du corps dans le repère global (R) par rapport à son centre de gravité (G)

La matrice d'inertie globale du corps par rapport à son centre de gravité (G) dans le référentiel associé au laboratoire (R), correspond à la somme des matrices d'inertie de l'ensemble des segments du corps par rapport à G :

$$I_G^R = \sum_{n=1}^{14} I_{sG}^R$$

La matrice d'inertie du corps dans R est de la forme :

$$I_G^R = \begin{bmatrix} I_{xx} & I_{xy} & I_{xz} \\ I_{yx} & I_{yy} & I_{yz} \\ I_{zx} & I_{zy} & I_{zz} \end{bmatrix}$$

Cette matrice peut être diagonalisée grâce à un algorithme de diagonalisation, permettant de passer du référentiel global (R) à un nouveau référentiel (R_g) tel que :

$$I_G^R = D \cdot \begin{bmatrix} I_{xx} & 0 & 0 \\ 0 & I_{yy} & 0 \\ 0 & 0 & I_{zz} \end{bmatrix}_{R_g} D^T$$

avec I_{xx} , I_{yy} , I_{zz} , les moments d'inertie du corps dans R_g .

5.1.2.5 Calcul des vitesses angulaires :

Les angles articulaires ont été calculés. Afin d'éviter un phénomène de déphasage et de minimiser le bruit, les vitesses angulaires ont été calculées à partir d'une dérivation par différence centrée.

5.1.2.6 Moment cinétique

Le moment cinétique, quantité de rotation qu'un corps possède autour de son axe de rotation, doit être exprimé par rapport aux mains dans les phases de contact avec les barres du PBTv, et par rapport au centre de gravité du corps pour la phase aérienne du PBTv.

La méthode de Dapena (1978) est utilisée pour calculer le moment cinétique en trois dimensions d'un segment (s) autour du centre de gravité du corps (G) dans le référentiel associé au laboratoire (R):

$$\vec{L}_{sG}^R = I_s \cdot \vec{\omega}_s + \vec{G}_s \vec{G} \wedge m_s \cdot \vec{V}_{G_s}$$

où

I_s : la matrice d'inertie du segment

$\vec{\omega}_s$: la vitesse angulaire segmentaire

G_s : le centre de gravité segmentaire

\vec{V}_{G_s} : la vitesse linéaire du centre de gravité segmentaire.

Le moment cinétique du corps (C) par rapport à G dans le référentiel du laboratoire (R) est égal à :

$$\vec{L}_{cG}^R = \sum_{s=1}^{14} \vec{L}_{sG}^R$$

5.1.2.6.1 Moment cinétique par rapport au centre de gravité du corps

Pendant la phase aérienne du PBTv, le moment cinétique est constant. La variation de ce dernier pendant la phase aérienne de chaque essai fournit donc une indication sur les erreurs (liées aux calculs, mesures et choix de modèles géométrique et anthropométrique) réalisées dans l'estimation du moment cinétique. Elle est formalisée par le coefficient de variation suivant :

$$CV = \frac{\sqrt{\frac{1}{t_{lâcher} - t_{saisie}} \sum_{t=lâcher}^{t=saisie} \left\| \vec{L}_G^R(t) - \vec{L}_G^R \right\|^2}}{\left\| \vec{L}_G^R \right\|}$$

Au-delà de sa variation, la valeur moyenne du moment cinétique pendant l'envol peut fournir une indication de la quantité de rotation nécessaire pour réussir le PBTV, ainsi que de la contribution des membres inférieurs, supérieurs et du tronc au moment cinétique global.

D'éventuelles différences entre les deux groupes de pratiquants quant à la capacité à créer la rotation vers l'avant pourraient trouver leurs causes dans des contributions segmentaires au moment cinétique global différentes pendant la phase d'élan autour de la barre inférieure. Si, à l'inverse, les valeurs de moment cinétique global sont semblables d'un groupe à l'autre, les différences de performance pourraient être liées à des contributions segmentaires au moment cinétique global différentes pendant la phase aérienne.

5.1.2.6.2 Moment cinétique par rapport aux mains

Le moment cinétique par rapport aux mains est un indicateur de la quantité d'élan créée autour de la barre inférieure et restituée sur la barre supérieure en fin de phase d'envol.

5.1.2.6.3 Sens de rotation

La Figure 9 présente le signe (positif ou négatif) associé à chaque sens de rotation pour chacun des axes. Ces sens de rotation et leur signe seront utiles pour la lecture des Figures 14 à 18 pour permettre de comprendre comment évoluent les moments cinétiques transverse, sagittal et longitudinal. Puisqu'une quantité de mouvement angulaire est le produit d'un moment d'inertie et d'une vitesse de rotation et qu'un moment d'inertie ne peut être négatif, c'est le signe de la vitesse angulaire qui détermine si la quantité de mouvement angulaire est positive ou négative.

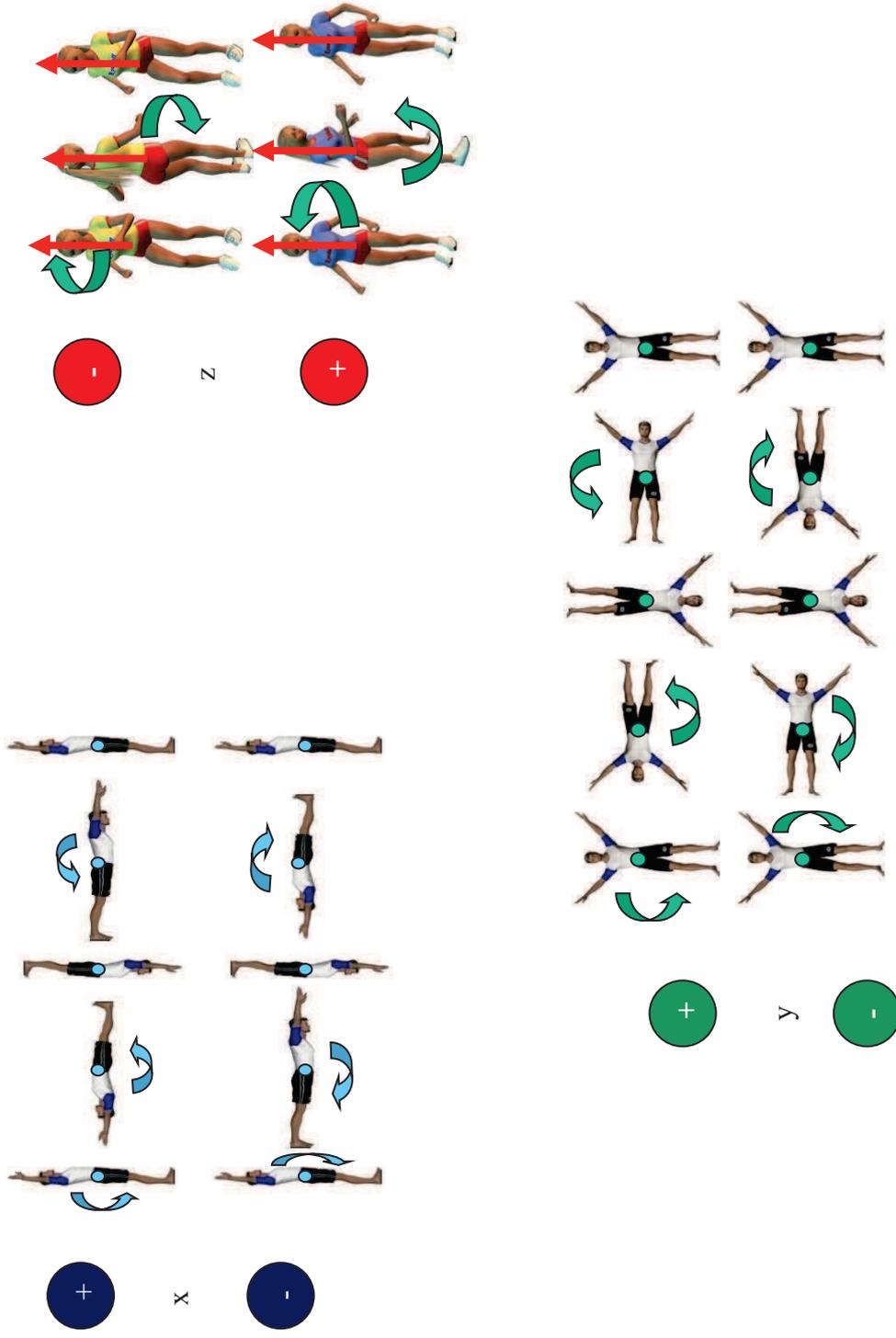


Figure 9 : Sens de rotation positif ou négatif pour chacun des trois axes.

5.1.3 Paramètres relatifs aux configurations segmentaires

La capacité à enchaîner une bascule faciale après le PBTV n'étant pas déterminée par la vitesse emmagasinée lors de l'oscillation autour de la barre inférieure car il n'y a pas de différence significative entre les deux groupes concernant les valeurs de vitesse linéaire à l'instant du passage à la verticale de la barre inférieure, on peut se demander si les différences de capacités à enchaîner des gymnastes du groupe A et B sont imputables à des différences de configurations segmentaires (flexions et extensions des articulations des hanches et des épaules) à l'instant du lâcher de la barre inférieure et à l'instant de saisie de la barre supérieure ou si au contraire les configurations segmentaires au lâcher et au rattraper sont semblables mais réalisées à des angles de lâcher et de saisie différents. Dans cette perspective, nous avons comparé les valeurs moyennes des angles articulaires des hanches et des épaules à l'instant de lâcher et à l'instant de saisie chez les deux groupes. Nous avons également comparé, à la fois en fin de rotation autour de la barre inférieure et pendant la phase d'envol, les vitesses angulaires articulaires maximales en extension de hanche et en antépulsion à l'épaule, la position par rapport à la barre inférieure du centre de gravité du corps à l'instant où ces maxima se produisent, les amplitudes d'extension de hanche et de flexion d'épaule ainsi que les temps au pics de vitesse d'extension de hanche et d'antépulsion.

5.2 Résultats de l'analyse des moments d'inertie et cinétiques du P.B.T.V. :

Cette partie présente les différences statistiques constatées entre les deux groupes pour les paramètres retenus pour l'étude à savoir la variation du moment d'inertie transverse, le moment cinétique, l'amplitude de la rotation vers l'avant et la vitesse moyenne de rotation.

5.2.1 Les moments cinétique et d'inertie au lâcher de la barre inférieure :

Le moment d'inertie normalisé au lâcher est plus important pour le groupe B ($0,74 \pm 0,11 \text{ kg.m}^2$) que pour le groupe A ($0,61 \pm 0,12 \text{ kg.m}^2$, $T = -3,52$, $p < 0,01$, *Effect Size* = $-6,97$, Figure 10). Il n'y a pas de différences significatives entre les groupes pour le moment cinétique normalisé au lâcher ($-2,18 \pm 0,31 \text{ kg.m}^2/\text{s}$ pour G.A., $-2,33 \pm 0,6 \text{ kg.m}^2/\text{s}$ pour G.B., $T = -1,02$, $p > 0,05$).

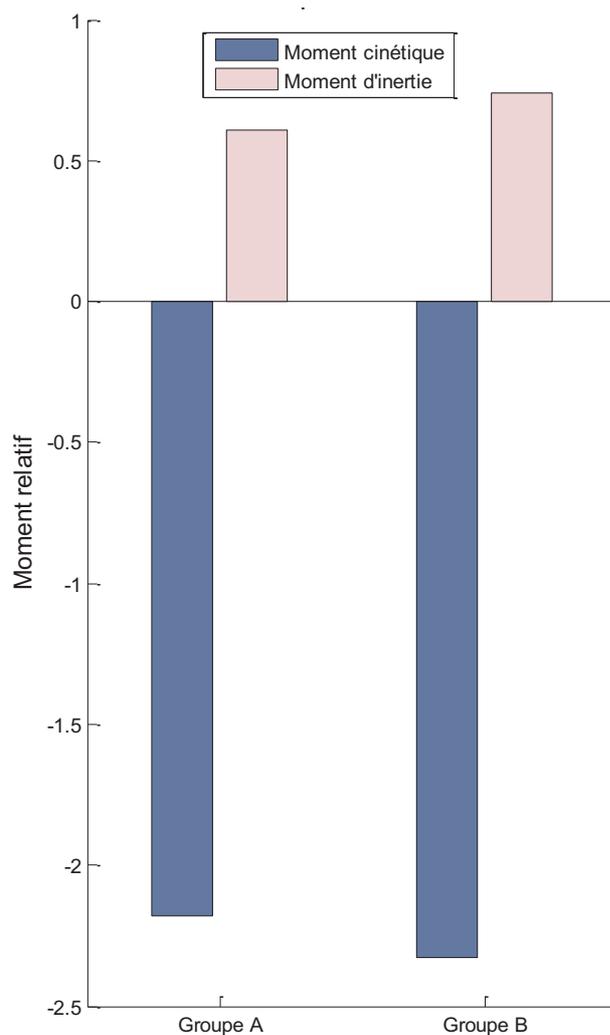


Figure 10 : Valeurs des moments cinétique et d'inertie (transverse) relatifs au lâcher pour les deux groupes

5.2.2 Le contrôle de l'orientation du corps pendant la phase d'envol :

5.2.2.1 Moments d'inertie autour des 3 axes du corps :

La Figure 11 représente le moment d'inertie d'une gymnaste experte calculé autour des trois axes principaux de son corps pendant la phase d'envol du PBTV. (Le moment d'inertie autour de chacun des trois axes principaux pour tous les essais de toutes les gymnastes apparaissent sur la Figure A16, en annexe). Sur la Figure 11, le moment d'inertie autour de l'axe transverse diminue pendant 60% du temps de vol sous l'effet de la fermeture du tronc sur les jambes (remarquable sur la Figure 12 où l'angle articulaire à la hanche augmente) et de l'écartement des jambes. Il augmente ensuite légèrement jusqu'à la saisie, en raison de l'éloignement des bras de l'axe transverse du corps pour préparer la saisie (l'angle bras-tronc s'ouvre, comme en témoigne l'augmentation de l'angle épaule sur la seconde moitié du temps de vol à la Figure 12). Le moment d'inertie autour de l'axe sagittal diminue légèrement au début de la phase d'envol en raison de la fermeture tronc-jambes mais augmente ensuite

jusqu'à la saisie sous l'effet de l'écartement des bras et surtout des jambes, qui est maintenu jusqu'à la fin de la phase d'envol. Quant au moment d'inertie autour de l'axe longitudinal, il augmente pendant 25% du temps de vol en raison de l'écartement des bras et des jambes, puis diminue ensuite car les bras se rapprochent du tronc.

5.2.2.2 *Quantité de rotation vers l'avant :*

Pendant la phase d'envol, la quantité de mouvement angulaire selon les trois axes doit être constante. Un faible coefficient de variation du moment cinétique selon chaque axe peut donc révéler la validité du modèle utilisé. A l'inverse, un coefficient de variation important (supérieur à 10% de la valeur moyenne du moment cinétique) invaliderait le modèle. Le Tableau 9 présente le coefficient de variation moyen du moment cinétique selon chaque axe. Celui-ci est nettement inférieur à 10%. Cette variation semble satisfaisante au regard des simplifications mises en jeu lors de la construction du modèle.

Tableau 9 : Coefficient de variation du moment cinétique pendant le vol pour tous les essais par rapport aux trois axes

	Transverse	Sagittal	Longitudinal
Moyenne	0,059	0,029	0,051
Ecart type	0,028	0,019	0,045
Maximum	0,116	0,074	0,137
Minimum	0,039	0,015	0,019

La Figure 13 présente les paramètres mécaniques en vol. L'angle total de rotation vers l'avant (amplitude de rotation du lâcher au rattraper) est plus grand pour les gymnastes du groupe A ($-143 \pm 15^\circ$) que pour celles du groupe B ($-102 \pm 10^\circ$, $T=-9,13$, $p<0,01$, *Effect Size* = $-18,01$). D'autres différences remarquables existent entre les deux groupes concernant la vitesse moyenne de rotation vers l'avant ($-327 \pm 33^\circ/s$ pour le groupe A, $-271 \pm 32^\circ/s$ pour le groupe B, $T=-5,33$, $p<0,01$, *Effect Size* = $-10,51$). La variation de l'inertie (l'étendue divisée par la valeur maximale), en revanche, ne diffère pas significativement entre les deux groupes ($0,206 \pm 0,08$ pour le groupe A, $0,179 \pm 0,06$ pour le groupe B, $T=1,10$, $p>0,05$).

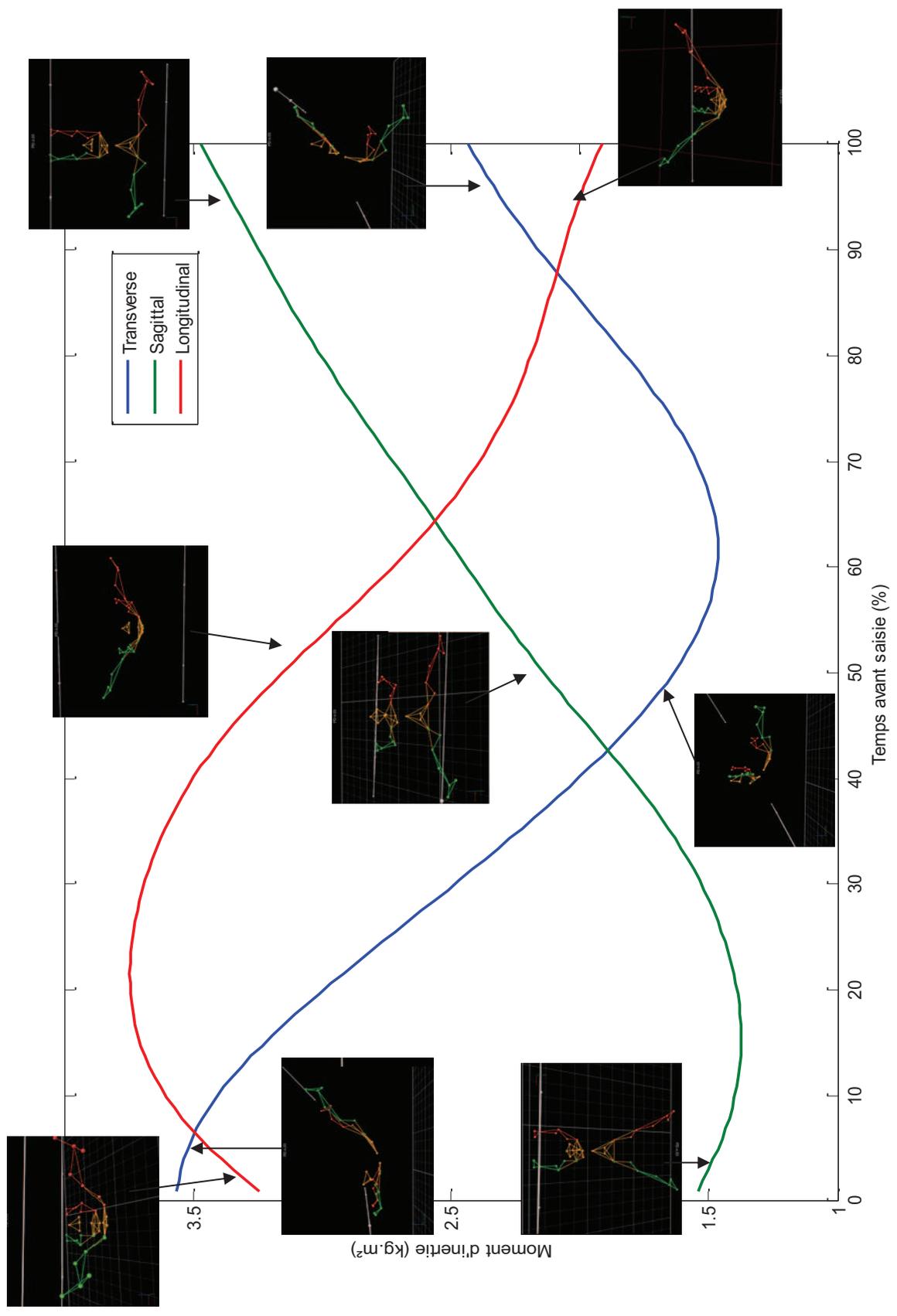
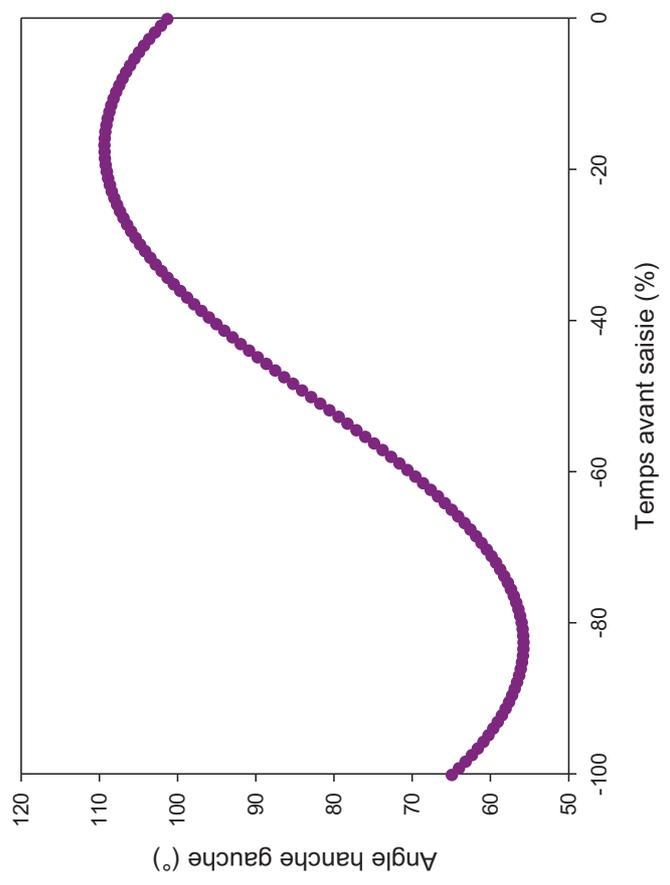


Figure 11 : Les moments d'inertie du corps autour des 3 axes pendant la phase d'envol

Evolution de l'angle hanche en fonction du temps de vol
(sujet MR, essai 2), plan sagittal



Evolution de l'angle épaule en fonction du temps de vol
(sujet MR, essai 2), plan sagittal

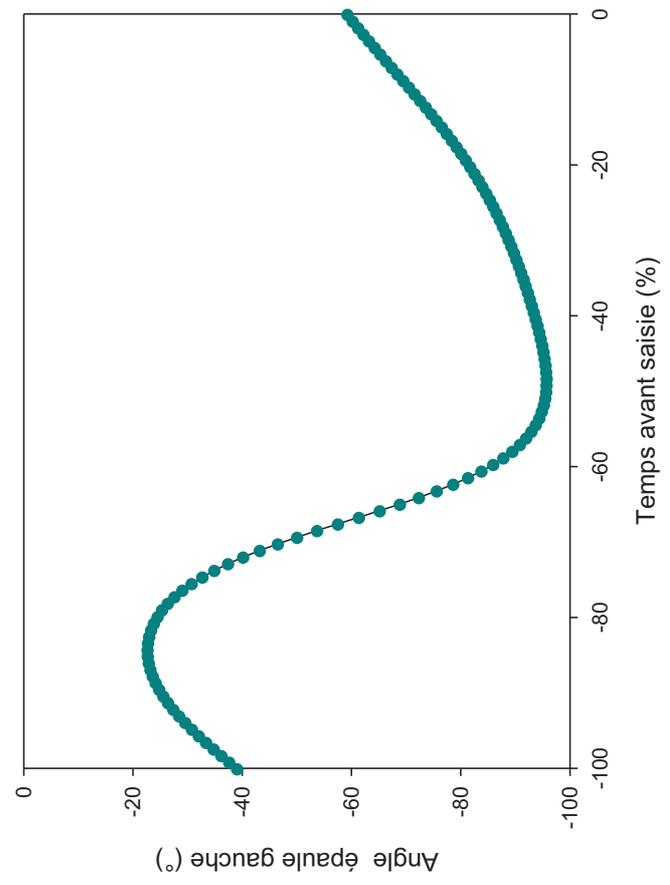


Figure 12 : Les angles hanche et épaule dans le plan sagittal pendant la phase d'envol

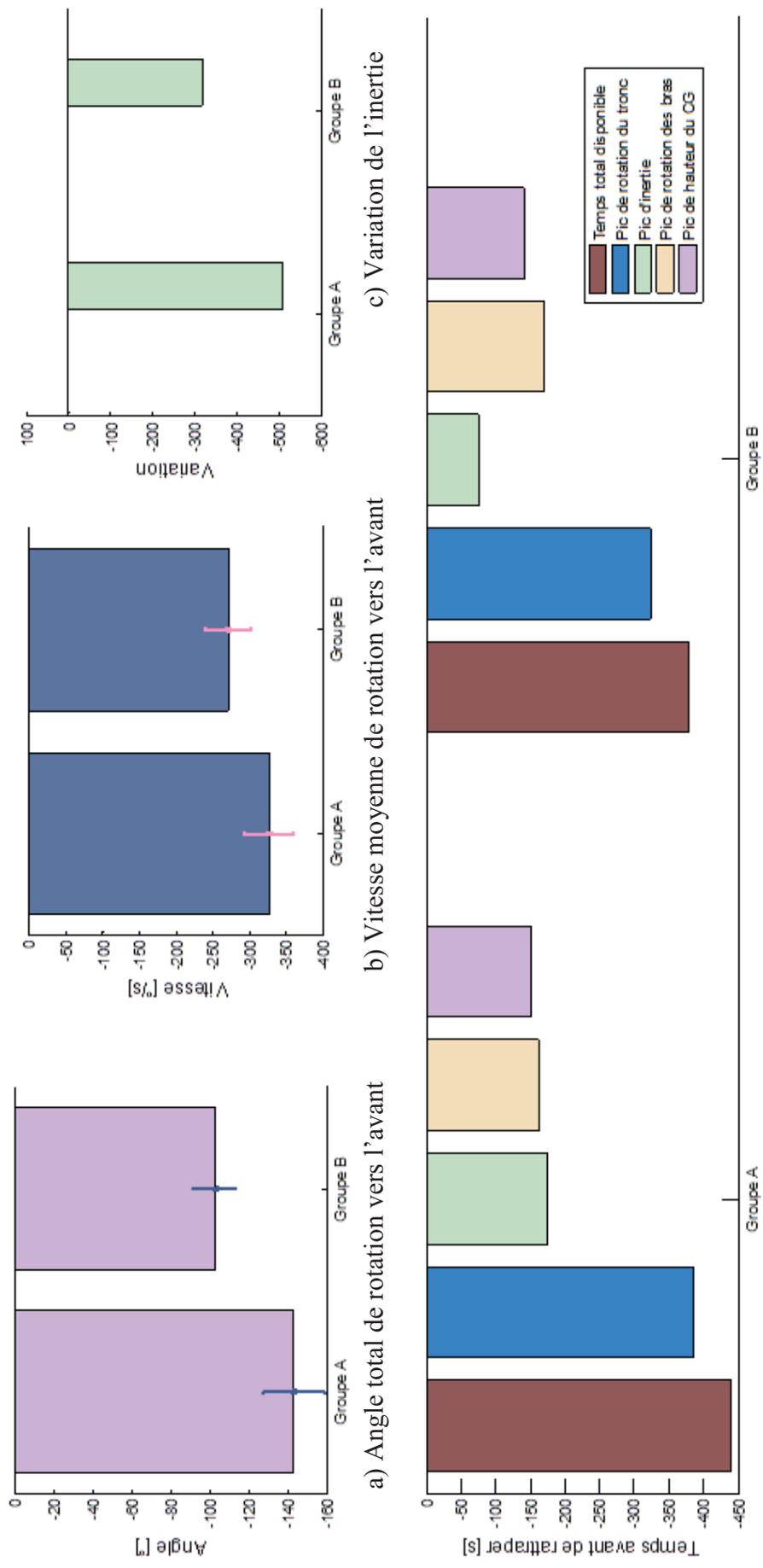


Figure 13 : Comparaison des paramètres liés à la rotation pendant l'envol entre les deux groupes

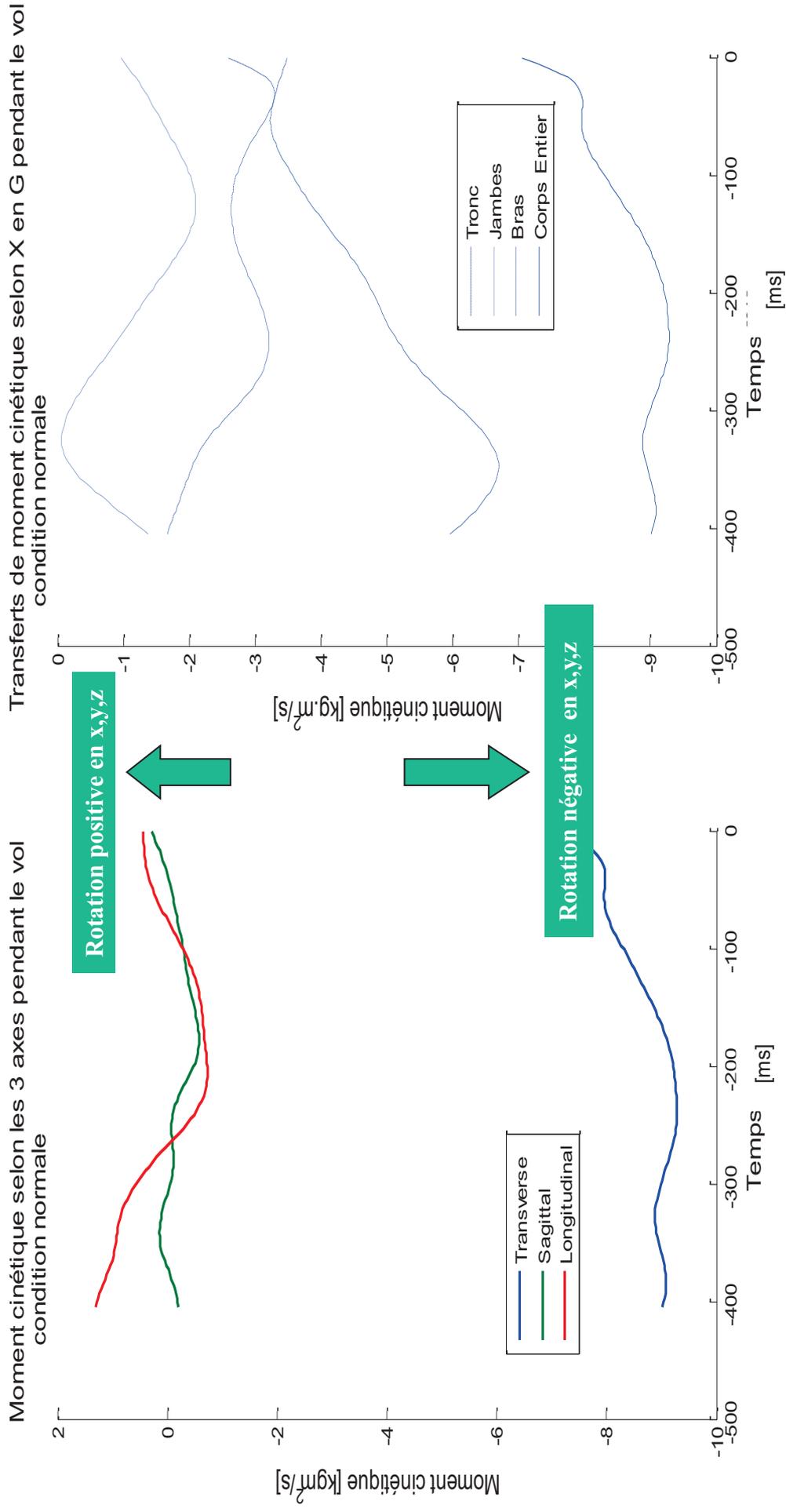


Figure 14 : Moment cinétique global au CG et contributions des bras, du tronc et des jambes au moment cinétique transverse essai d'une gymnaste du groupe A.

Si le temps de vol diffère significativement entre gymnastes des deux groupes, l'ordre chronologique d'atteinte de différents pics de valeur diffère également (Figure 13). Chez G.A. et G.B., le pic de rotation du tronc est atteint au début de la phase d'envol. Mais alors que chez G.A. le pic d'inertie et le pic de rotation des bras sont atteints avant l'apogée de la trajectoire du centre de gravité, le pic d'inertie se produit plus tard chez G.B., après que le centre de gravité ait atteint son apogée. Le temps au pic de moment cinétique du tronc se produit plus tôt pour le groupe A ($-385,28 \pm 47,24$ ms) que pour le groupe B ($-336,84 \pm 33,04$ ms, $T=-4,08$, $p<0,05$, *Effect Size* = -8), tout comme le pic d'inertie en x ($-196,16 \pm 39,61$ ms pour le groupe A, $-100,68 \pm 27,6$ ms pour le groupe B, $U=167$, $p<0,05$, % de différence = -48,67%). En revanche, le temps au pic de moment cinétique des bras ne diffère pas entre les groupes ($-171,2 \pm 31$ ms pour le groupe B et $-150,16 \pm 22,96$ ms pour le groupe A).

Pendant la phase de vol, la valeur absolue du moment cinétique en y et en z est faible. En effet, pendant cette phase du PBTv, la rotation s'effectue essentiellement vers l'avant, autour de x. C'est pourquoi il est intéressant d'envisager les contributions respectives au moment cinétique selon l'axe transverse des membres supérieurs (bras, avant-bras et mains), des membres inférieurs (cuisses, jambes et pieds) et de l'ensemble tête et tronc. Notons qu'en x, une diminution du moment cinétique traduit une augmentation de la quantité de rotation vers l'avant, et à l'inverse, une augmentation du moment cinétique traduit une diminution de la quantité de rotation vers l'avant.

Dès le lâcher de barre, la quantité de rotation vers l'avant des segments tronc, tête et membres inférieurs augmente sur une durée brève de l'ordre de 100 ms alors que le moment cinétique des membres inférieurs diminue jusqu'à atteindre une valeur nulle. Cette diminution brutale du mouvement de rotation des membres inférieurs au profit du redressement du tronc et de l'élévation des membres supérieurs vers la barre supérieure se traduit visuellement par un arrêt de l'extension de hanche initiée en phase finale de la prise d'élan en rotation autour de la barre inférieure. Lors de la phase suivante, le moment cinétique des membres supérieurs et inférieurs présente des valeurs en augmentation sur une durée de 200ms indiquant que l'élévation des membres supérieurs vers la barre supérieure se poursuit alors qu'un mouvement de rotation vers l'avant des membres inférieurs s'initie révélé par l'amplitude de l'extension de hanche (figure 12). Pendant cette phase, le segment tronc + tête présente une diminution de sa quantité de rotation vers l'avant qui indique un ralentissement de son mouvement de redressement vers la barre supérieure. A 100ms de la saisie de la barre supérieure, l'ensemble des segments corporels présente une quantité de rotation vers l'avant en diminution.

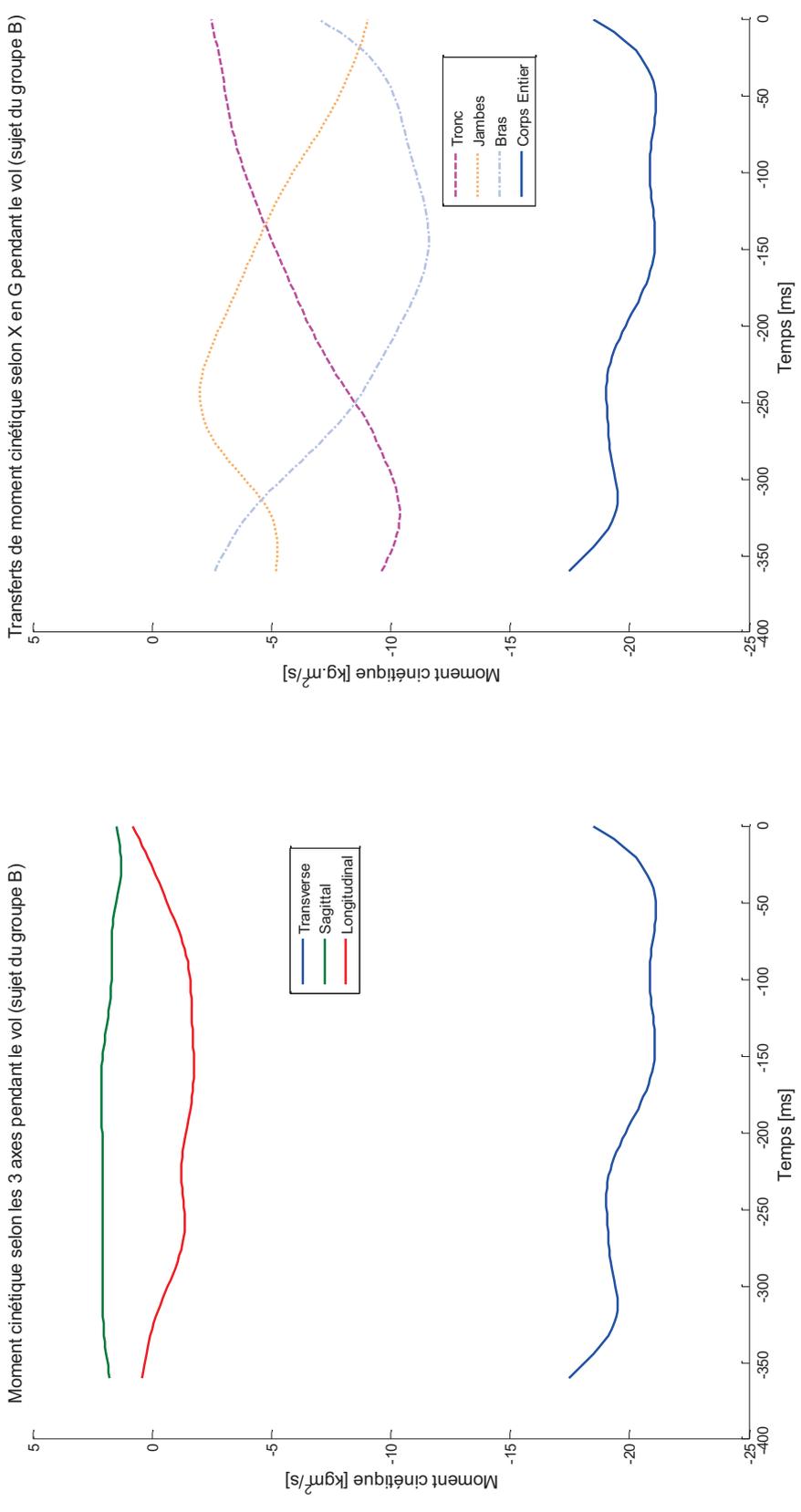
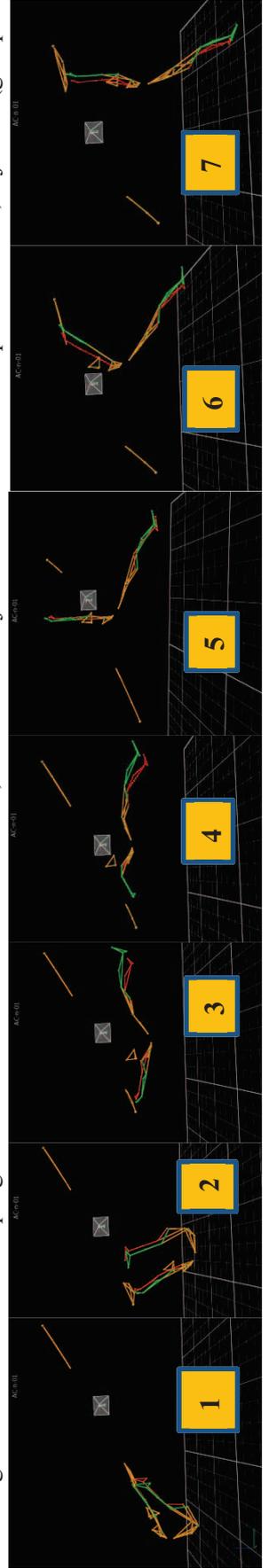


Figure 15 : Moment cinétique global au CG et contributions des bras, du tronc et des jambes au moment cinétique transverse, sujet AC (groupe B)



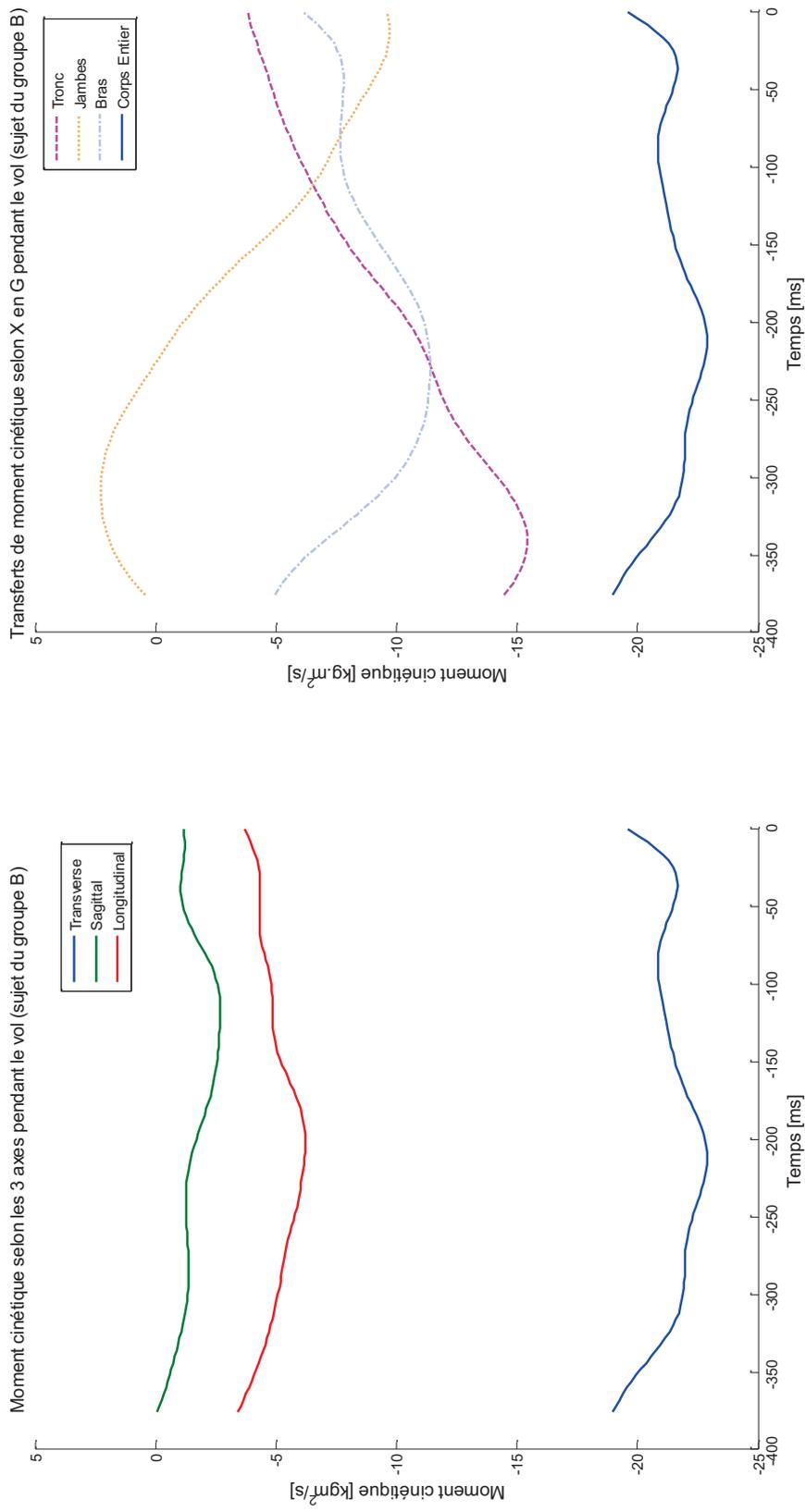


Figure 16 : Moment cinétique global au CG et contributions des bras, du tronc et des jambes au moment cinétique transverse, sujet MRe (groupe B)



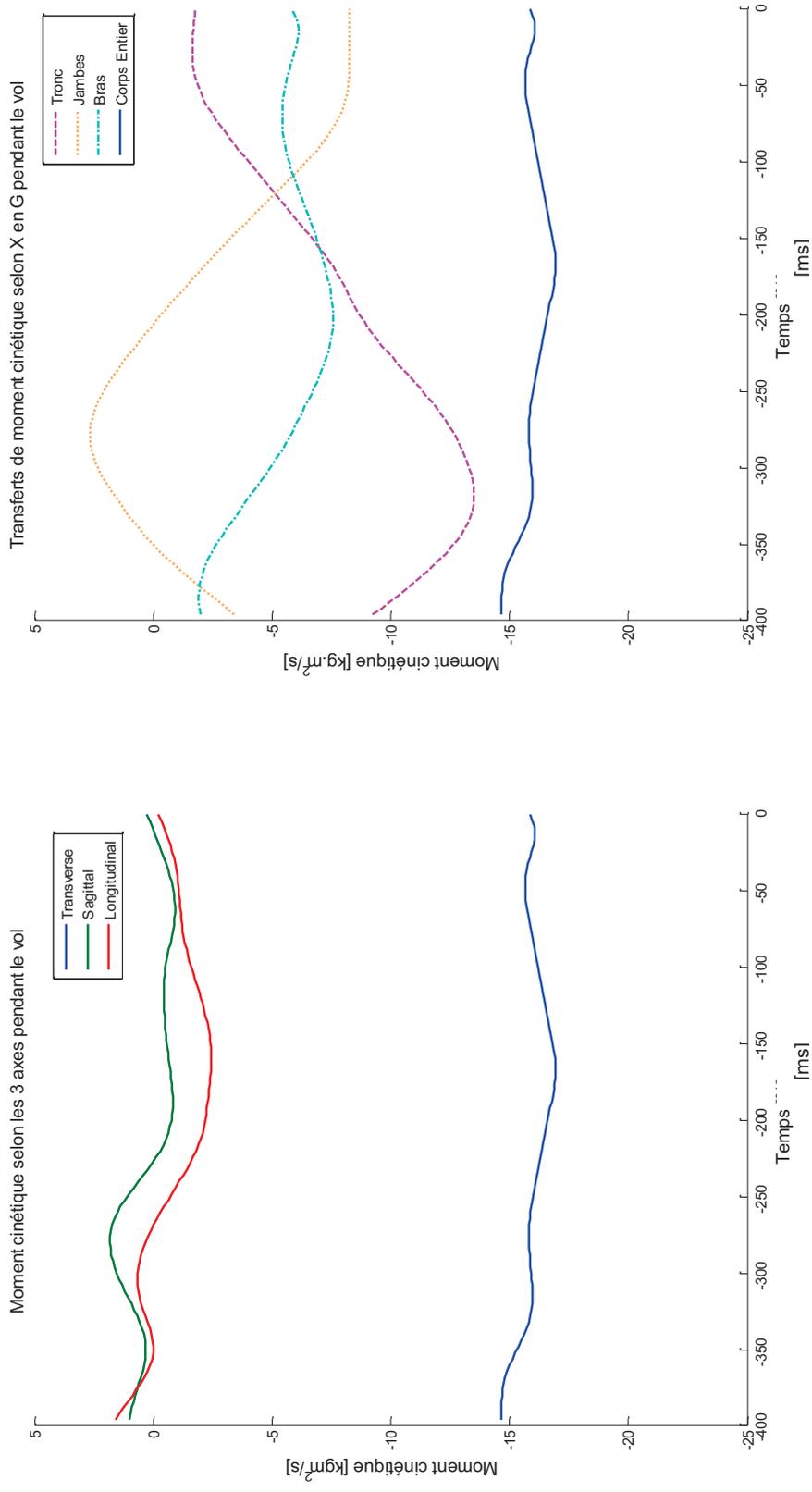


Figure 17 : Moment cinétique global au CG et contributions des bras, du tronc, des jambes au moment cinétique transverse, sujet PR (groupe B).



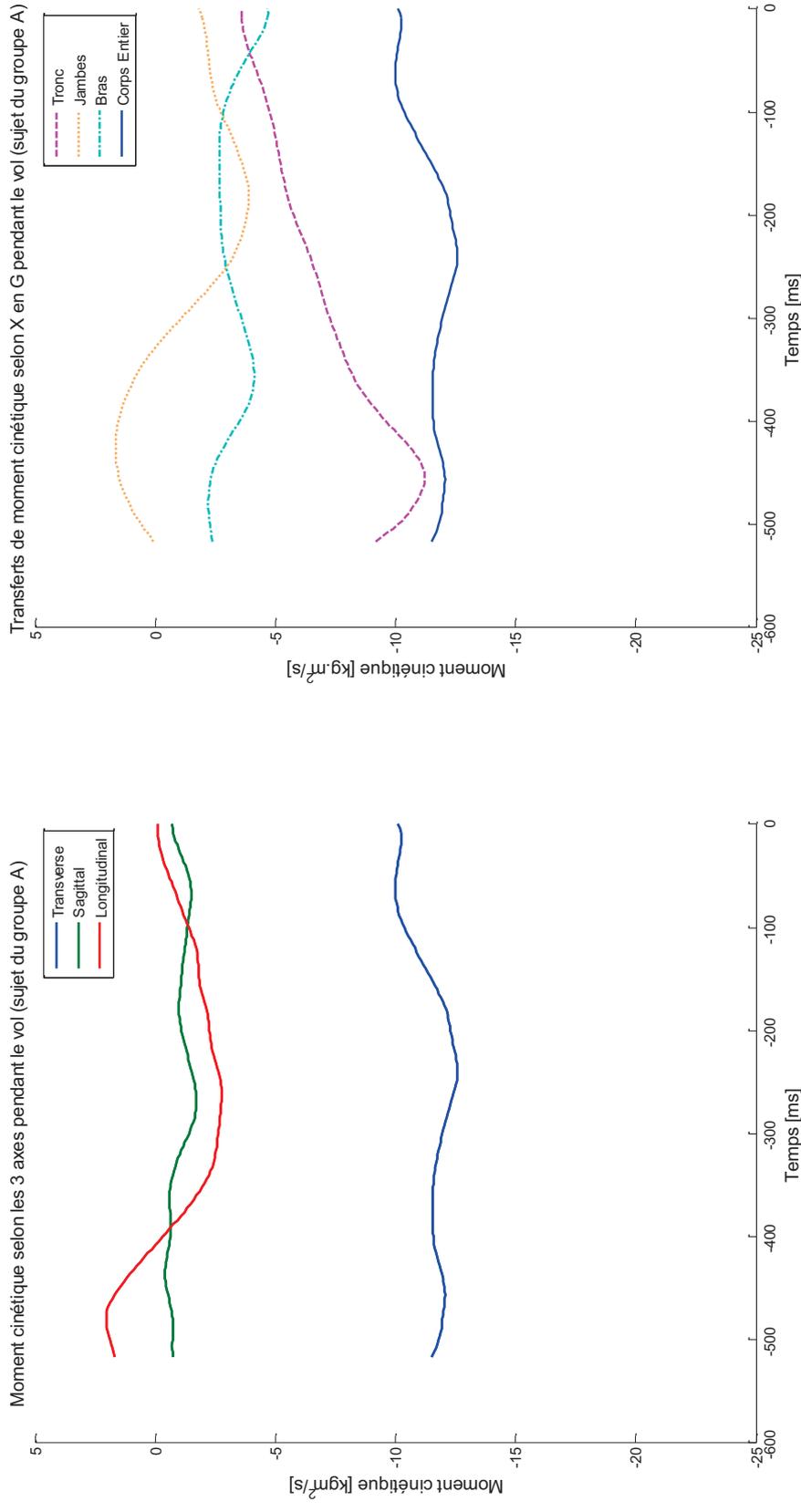
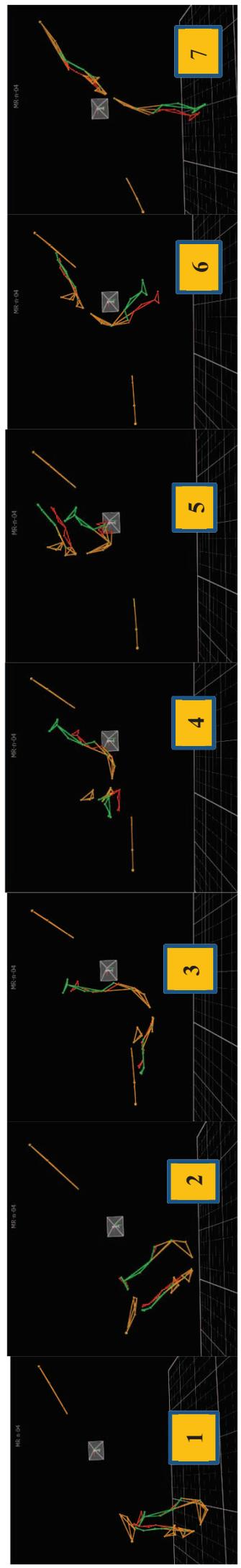


Figure 18 : Moment cinétique global au CG et contributions des bras, du tronc et des jambes au moment cinétique transverse, sujet MR (groupe A).



La valeur minimale du moment d'inertie transverse normalisé est plus faible chez le groupe A ($0,47 \pm 0,06 \text{ kg.m}^2$) que chez le groupe B ($0,55 \pm 0,11 \text{ kg.m}^2$, $T=-2,84$, $p<0,01$, $ES=-5,98$, Figure 10).

Le moment cinétique normalisé par rapport aux mains selon l'axe transverse au moment où la gymnaste atteint son allongement maximal sous la barre (Figure 19) est plus grand chez le groupe A ($2,14 \pm 0,50 \text{ kg.m}^2/\text{s}$) que chez le groupe B ($1,53 \pm 0,58 \text{ kg.m}^2/\text{s}$, $U=99$, $p<0,05$, % de différence = 39,87%). Cela s'explique par une vitesse de rotation autour de la barre plus importante chez G.A. permise par l'angle de saisie plus grand.

Le Tableau 10 présente les valeurs de l'ensemble des paramètres considérés.

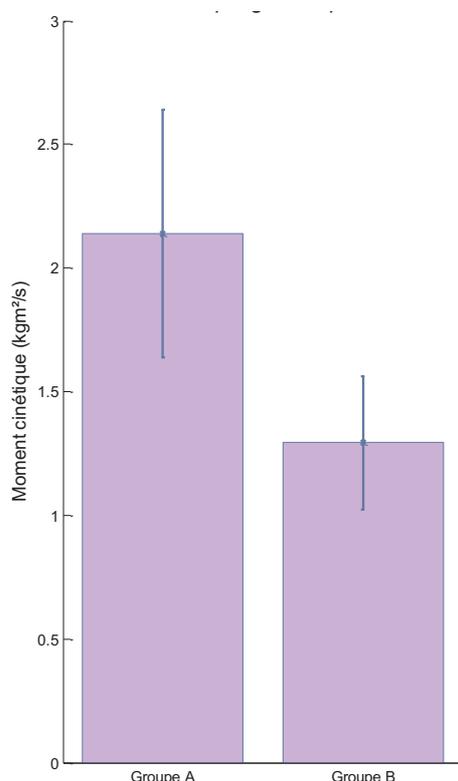


Figure 19 : Moment cinétique normalisé par rapport aux mains au moment où la gymnaste atteint l'allongement maximum sous la barre.

Tableau 10 : Valeurs de l'ensemble des paramètres considérés.

	Groupe A		Groupe B	
	Moyenne	Ecart type	Moyenne	Ecart type
IGx	0,61 kg.m ²	0,12	0,74 kg.m ²	0,11
LGx	-2,18 kg.m ² /s	0,31	-2,33 kg.m ² /s	0,6
Angle total de rotation	-143°	15	-102°	11
Vitesse moyenne de rotation	-327°/s	33	-271°/s	32
Variation de l'inertie LMainsX	0,206	0,08	0,179	0,06
normalisé au passage sous la barre supérieure	2,14kg.m ² /s	0,5	1,53 kg.m ² /s	0,58

5.2.3 Configurations segmentaires :

5.2.3.1 Configuration segmentaire aux instants de lâcher de la barre inférieure et saisie de la barre supérieure :

Il n'y a pas de différences significatives entre le groupe A et le groupe B concernant les valeurs d'angles articulaires à la hanche et à l'épaule, ni au lâcher de la barre inférieure, ni à la saisie de la barre supérieure.

5.2.3.2 Les configurations segmentaires pendant la phase de rotation autour de la barre inférieure

Même si les valeurs d'angles articulaires à la hanche et à l'épaule ne diffèrent pas entre les deux groupes aux instants de lâcher et de rattraper, celles-ci peuvent être le fruit de mobilisations segmentaires différentes avant le lâcher, en fin de rotation autour de la barre inférieure, et avant le rattraper pendant la phase d'envol. C'est pourquoi nous avons comparé, à la fois en fin de rotation autour de la barre inférieure et pendant la phase d'envol, les vitesses angulaires articulaires maximales en extension de hanche et en antépulsion à l'épaule, la position par rapport à la barre inférieure du centre de gravité du corps à l'instant où ces maxima se produisent, les amplitudes d'extension de hanche et de flexion d'épaule ainsi que les temps au pics de vitesse d'extension de hanche et d'antépulsion.

5.2.3.2.1 A la hanche :

L'amplitude d'extension de hanche entre le passage à la verticale de la barre inférieure et le lâcher ne diffère pas significativement entre le groupe A ($101 \pm 29^\circ$) et le groupe B ($102 \pm 18^\circ$, Figure A17, en annexe).

L'angle entre le centre de gravité et l'horizontale de la barre inférieure au pic de vitesse d'extension de hanche n'est pas significativement différent entre le groupe A ($-20 \pm 8^\circ$) et le groupe B ($-21 \pm 12^\circ$, Figure A18, en annexe).

Les valeurs de pics de vitesse d'extension de hanche diffèrent pour les deux groupes. La vitesse d'extension de hanche est plus importante pour le groupe A ($-193 \pm 49^\circ/\text{s}$) que pour le groupe B ($-129 \pm 32^\circ/\text{s}$, Figure A19, en annexe), $T=5,39$, $p<0,001$, $ES=10,65$.

Le temps au pic de vitesse en extension de hanche est plus court chez le groupe A ($235,68 \pm 11,57$ ms) que chez le groupe B ($259,13 \pm 29,85$ ms, Figure A20, en annexe), $U=97,5$, $p<0,05$, Pourcentage de différence = $-9,05\%$.

5.2.3.2.2 A l'épaule :

L'amplitude de l'antépulsion entre le passage à la verticale de la barre inférieure et le lâcher diffère significativement : elle est plus importante pour le groupe B ($37 \pm 7^\circ$) que pour le groupe A ($29 \pm 11^\circ$, Figure A21, en annexe), $T=-3,01$, $p<0,01$, *Effect Size* = $-5,89$.

Le pic de vitesse d'antépulsion est plus grand chez le groupe A ($365 \pm 111^\circ/\text{s}$) que chez le groupe B ($311 \pm 114^\circ/\text{s}$, Figure A22, en annexe) $U=168$, $p<0,05$, % de différence $-14,81\%$.

Le temps au pic de vitesse d'antépulsion ne présente pas de différence significative entre le groupe A (296.8 ± 58.21 ms) et le groupe B (324.8 ± 34.49 ms, Figure A23, en annexe). Le Tableau 11 résume l'ensemble des différences de configurations segmentaires entre les deux groupes pendant la rotation autour de la barre inférieure, de l'instant où le centre de gravité du corps passe la verticale de celle-ci, jusqu'à l'instant de lâcher.

Le Tableau 12 résume l'ensemble des différences de configurations segmentaires entre les deux groupes pendant la phase d'envol. Pendant la phase d'envol, le pic de vitesse d'extension de hanche est plus important chez les gymnastes du groupe B, on remarque aussi qu'il survient plus précocement dans ce groupe que dans le groupe A. L'amplitude de mobilisation de l'épaule en antépulsion/répulsion est plus importante chez les gymnastes du groupe A.

Le pic de vitesse d'extension de hanche des gymnastes du groupe B se produit quelques millisecondes après le lâcher. Si l'on considère une phase allant du passage du centre de gravité du corps à la verticale de la barre inférieure à la saisie de la barre supérieure, il apparaît que ce sont les gymnastes du groupe B qui présentent l'extension de hanche la plus

rapide, alors que les gymnastes du groupe A présentent un pic de vitesse d'extension de hanche plus précoce.

Même s'il n'y a pas de différence significative entre les groupes concernant les angles articulaires à la hanche et à l'épaule au lâcher et au rattraper, l'étude de l'évolution de ces angles pendant la phase d'envol fait apparaître des différences.

L'évolution des angles hanche et épaule pour deux sujets caractéristiques de chacun des deux groupes (Figure 20) fait apparaître en début de phase d'envol une extension de hanches pour les deux gymnastes. Mais celle-ci est plus prononcée et dure plus longtemps chez la gymnaste du groupe B que chez celle du groupe A. Chez les deux gymnastes, une flexion de hanches se produit ensuite, et en fin de phase d'envol les valeurs sont similaires pour les deux gymnastes. Néanmoins, alors que la gymnaste du groupe A éloigne à nouveau les cuisses du tronc au passage à l'apogée de la trajectoire du centre de gravité du corps (extension de hanches) ce n'est pas le cas pour celle du groupe B. Des différences entre les deux gymnastes sont également remarquables concernant l'évolution de la flexion d'épaule. En début de phase d'envol, l'antépulsion est plus importante pour la gymnaste du groupe A mais se prolonge davantage pour celle du groupe B. La rétropulsion est également plus prononcée chez la gymnaste du groupe A et l'antépulsion finale est, elle, au contraire plus importante chez la gymnaste du groupe B.

Tableau 11 : Différences de configurations segmentaires entre les deux groupes pendant la rotation autour de la barre inférieure

		Groupe A		Groupe B		Différence statistiquement significative
		Moyenne	Ecart type	Moyenne	Ecart type	
Hanche	Amplitude d'extension	101°	29	102°	17	
	Pic de vitesse d'extension	-193°/s	49	-129°/s	32	T=5,39, p<0,001, ES=10,65
	Temps au pic de vitesse d'extension	235,68ms	11,57	259,13ms	29,85	U=97,5, p<0,05, Pourcentage de différence = -9,05%
	Angle entre le centre de gravité du corps et l'horizontale au pic de vitesse d'extension	-20°	8	-21°	12	
Epaule	Amplitude d'antépulsion	29°	11	37°	7	T=-3,01, p<0,01, ES=-5,89
	Pic de vitesse d'antépulsion	365°/s	111	311°/s	114	U=168, p<0,05, Pourcentage de différence = -14,81%
	Temps au pic de vitesse d'antépulsion	296,80ms	58,21	324,80ms	34,49	

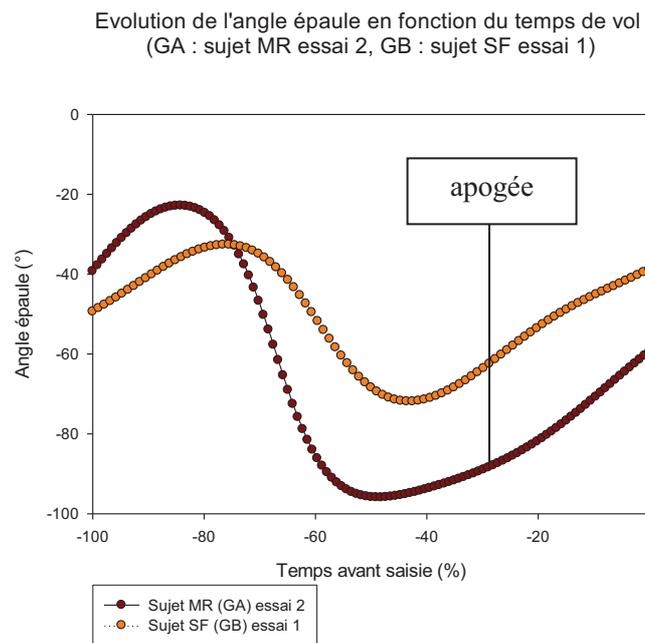
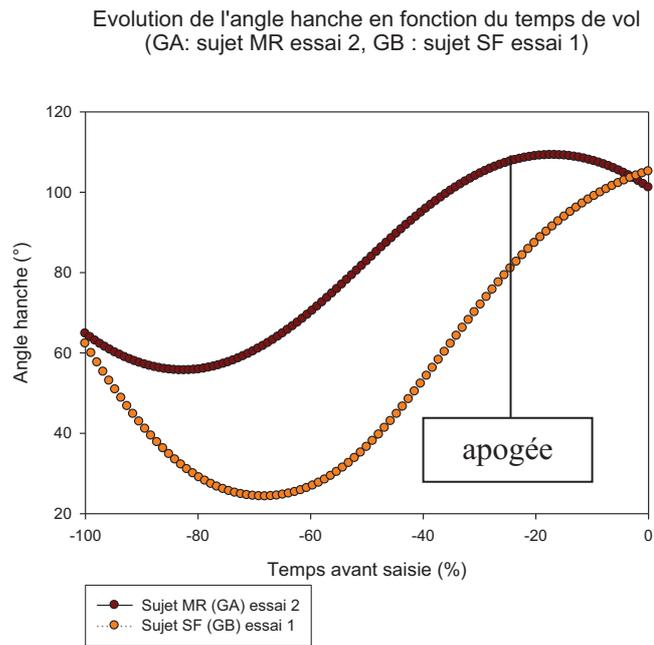


Figure 20 : Evolution des angles hanche et épaule pour deux sujets appartenant à chacun des groupes

Tableau 12 : Différences de configurations segmentaires entre les deux groupes pendant la phase d'envol

		Groupe A		Groupe B		Différence statistiquement significative
		Moyenne	Ecart type	Moyenne	Ecart type	
Hanche	Amplitude d'extension	75°	16	79°	16	
	Pic de vitesse d'extension	-312°/s	73	-388°/s	99	T=2,68, p<0,05, ES= 5,41
	Temps au pic de vitesse d'extension	259ms	222,37	62,9ms	149,74	U=88, p<0,05, Pourcentage de différence = -75,71%
Epaule	Amplitude d'antépulsion/rétropulsion	280°	118	143°	141	U=81, p<0,01, Pourcentage de différence = -48,80%

5.3 Discussion

L'étude de la phase de rotation autour de la barre inférieure a mis en évidence que ce qui discrimine la capacité à enchaîner après le PBTv, ce n'est pas la vitesse linéaire au centre de gravité emmagasinée pendant la phase d'élan autour de la barre inférieure, mais plutôt l'exploitation de cette vitesse pour créer des conditions d'éjection appropriées. A cet égard, nous avons été amenée à nous questionner sur les différences de configurations segmentaires entre les groupes, lors de la rotation autour de la barre inférieure et au lâcher, susceptibles d'expliquer les différences de trajectoires aériennes, d'orientations du vecteur vitesse linéaire du centre de gravité au lâcher, et l'augmentation plus rapide de la distance entre le centre de gravité du corps et la barre inférieure à l'instant du lâcher pour le groupe B. La question des différences de configurations segmentaires se pose également pendant la phase d'envol : la capacité d'enchaînement est-elle uniquement liée à la différence de trajectoire produite, ou

est-elle également liée à des différences de mobilisations segmentaires sur cette trajectoire pour aller saisir la barre supérieure ?

Puisqu'au moment de l'éjection les valeurs des angles articulaires à la hanche et à l'épaule ne diffèrent pas entre les groupes, les différences de performances motrices des deux groupes ne sont pas imputables à des différences de configurations segmentaires à l'instant de lâcher. Le même constat étant fait à l'instant de saisie, la différence de capacité à enchaîner entre les groupes n'est pas non plus imputable à des différences de configuration segmentaire à cet instant. Les gymnastes des deux groupes mettent en jeu des configurations segmentaires plutôt semblables aux instants de lâcher et de rattraper, mais ont des angles de lâcher et de saisie différents. Si les configurations segmentaires aux instants clés de lâcher et de saisie ne semblent pas discriminer les performances, des différences existent lors de la phase de rotation autour de la barre inférieure. La stratégie la plus performante (celle du groupe A) consiste à mettre en jeu une vitesse d'extension de hanche importante de façon précoce, ainsi qu'une vitesse d'antéimpulsion importante pendant cette phase.

Si l'on considère une phase allant du passage du centre de gravité du corps à la verticale de la barre inférieure à la saisie de la barre supérieure, on s'aperçoit que ce n'est pas la vitesse d'extension de hanche en elle-même qui constitue un facteur déterminant de la performance (puisque le pic de vitesse le plus élevé se produit pour le groupe B en début de phase aérienne), mais plutôt le fait de produire une extension rapide suffisamment tôt avant le lâcher. Par conséquent, les entraîneurs ont intérêt à attirer l'attention de leurs gymnastes sur la vitesse des actions d'extension à la hanche et d'antéimpulsion et sur le timing d'extension de hanche, plutôt que sur l'amplitude de ces actions. De plus, ce qui caractérise la performance des gymnastes du groupe A, c'est la présence de deux phases d'extension de hanche, ce qui témoigne de leur capacité à ajuster leurs configurations segmentaires pour préparer leur remontée à l'appui sur la barre supérieure.

Le fait que le moment d'inertie transverse normalisé à l'instant du lâcher soit plus faible pour le groupe A que pour le groupe B alors qu'il n'y a pas de différence entre les groupes concernant les valeurs des angles articulaires à la hanche et à l'épaule à cet instant peut paraître surprenant. L'examen des vignettes n°3 des Figures 15 et 18 permet d'en trouver l'explication : les gymnastes du groupe A sont à cet instant dans une posture où elles ont le dos arrondi, alors que ce n'est pas le cas pour celles du groupe B. D'un point de vue pratique, les entraîneurs devraient donc insister sur la construction de cette posture clé « dos rond » à l'instant du lâcher.

Puisqu'il n'y a pas de différences significatives entre les groupes concernant le moment cinétique transverse normalisé au lâcher, le fait que les gymnastes du groupe B ne parviennent pas à créer des conditions de saisie efficaces pour enchaîner une bascule faciale n'est pas lié à un manque de quantité de rotation pendant le vol. La différence de performance entre les deux groupes est plutôt liée à la façon dont les gymnastes des deux groupes gèrent en vol la quantité de rotation créée au lâcher par les mobilisations segmentaires. Les gymnastes du groupe A adoptent une stratégie exploitant le principe de conservation de la quantité de

mouvement angulaire en phase aérienne. En effet, elles fixent leurs membres inférieurs sur l'oblique haute après le lâcher, ce qui se traduit par un passage à zéro de la vitesse de rotation des membres inférieurs, et donc par un changement de signe de la quantité de mouvement angulaire des membres inférieurs. Même si deux gymnastes du groupe B présentent également un changement de signe de la quantité de mouvement angulaire des membres inférieurs, ce qui laisse présager qu'elles adoptent un comportement prometteur dans le sens où il se rapproche de celui des gymnastes du groupe A, seules les gymnastes du groupe A présentent des courbes de quantité de mouvement angulaire du tronc comportant un décrochement suite au changement de signe de la quantité de mouvement angulaire des membres inférieurs : ces gymnastes exploitent une fixation des membres inférieurs sur l'oblique qui engendre une rotation plus rapide du tronc vers l'avant.

Les gymnastes du groupe A, qui présentent une vitesse moyenne de rotation vers l'avant plus grande utilisent un moment d'inertie transverse normalisé plus petit. Ceci leur permet de modifier plus rapidement leur orientation corporelle en vue de saisir la barre supérieure dans des conditions favorables à l'enchaînement d'une bascule faciale.

5.3.1 Conclusion

La précision des résultats a pu faire l'objet d'une évaluation grâce au calcul du moment cinétique selon les trois axes. Si le coefficient de variabilité moyen est satisfaisant (autour de 5% d'erreur), il s'avère supérieur à 10% sur certains essais. Certaines améliorations du modèle seraient nécessaires pour optimiser la précision des résultats, notamment en évitant les biais dus à la déformation du tronc lors de la flexion des hanches, l'élément gymnique étudié ici mettant en jeu des flexions de hanches importantes et nombreuses.

Au regard des différences mises en évidence entre les essais des gymnastes des deux groupes, ce qui semble déterminer le niveau de performance, plus élevé chez le groupe A, ce sont davantage les paramètres de lâcher conditionnant la trajectoire aérienne du centre de gravité du corps, que la quantité de rotation vers l'avant au lâcher de la barre inférieure. Les gymnastes du groupe A présentent au lâcher une vitesse verticale du centre de gravité et un angle de lâcher plus importants, leur permettant d'aller plus haut et de crocheter la barre pour la saisir. Une augmentation de l'angle de lâcher et de la vitesse verticale du centre de gravité au lâcher permettraient donc d'augmenter la fenêtre de lâcher ainsi que la robustesse du lâcher. Ces perspectives pourront être envisagées grâce à la simulation et à l'optimisation du mouvement.

Si le moment cinétique à l'envol permet la rotation vers l'avant, une faible quantité de rotation est suffisante, même aux gymnastes du groupe B, pour saisir la barre supérieure. Le moment cinétique créé à l'issue de l'élan n'est donc pas un paramètre discriminant le niveau de performance dans la réalisation du PBTV. A l'issue de la phase d'élan du PBTV il y a inversement du sens de rotation, au lâcher. Ce type d'élan est commun à plusieurs éléments, dont certains plus côtés que le PBTV, réalisables en barres asymétriques (Ray,

Shaposnikova...). La création d'un moment cinétique plus important pourrait être un critère discriminant les niveaux de performance pour ces éléments, et constituer un enjeu dans leur apprentissage.

Lors de la phase aérienne du PBTV, on distingue deux niveaux de contrôle du mouvement : il faut tout à la fois contrôler la trajectoire des mains dans le but de ses suspendre à la barre supérieure, et contrôler l'orientation du tronc dans l'espace. Prises séparément, ces deux tâches sont simples et quotidiennement réalisées par les gymnastes lors de tâches d'interception et de saisie d'objets d'une part, et lors d'acrobaties d'autre part. C'est bien leur combinaison dans un temps de vol contraint qui pose un problème moteur spécifique au PBTV. C'est probablement cette complexité du PBTV associée à des contraintes biomécaniques importantes (le déplacement antéro-postérieur est contraint par la cible) qui explique l'absence de différence de quantité de mouvement angulaire transverse créée au lâcher, malgré la différence de niveau d'expertise des deux groupes. Alors que dans d'autres études comparant les comportements d'experts et de novices des comportements qualitativement différents sont mis en jeu avec des coordinations spontanées des novices bien distinctes de celles des expertes (Delignières et al. 1998 ; Nourrit, Delignières, Deschamps, Caillou et Lauriot, 2003 ; Temprado, Della-Grasta, Farrell et Laurent, 1997), certaines similitudes existent entre les comportements de nos groupes A et B (par exemple pour les angles articulaires à la hanche et à l'épaule aux instants de lâcher et de saisie, pour la quantité de mouvement angulaire transverse au lâcher, pour les vitesses linéaires du centre de gravité au passage sous la barre inférieure lors de l'élan...). Les différences moins prononcées dans notre étude peuvent s'expliquer à la fois par les contraintes importantes qui pèsent sur la tâche, et par la constitution de deux groupes qui parviennent à saisir la barre supérieure. A cet égard, contrairement à ce qui a pu être fait dans les études mentionnées ci-dessus, nous n'avons pas comparé les mouvements d'expertes et de débutantes en gymnastique, mais plutôt deux niveaux d'expertise différents sur un élément réalisé aux barres asymétriques par des gymnastes qui ne peuvent être débutantes. Choisir de constituer le groupe B avec des gymnastes d'un niveau inférieur ne saisissant pas du tout la barre supérieure aurait peut-être permis de mettre en évidence des différences de coordinations plus prononcées, mais n'aurait pas permis d'étudier les lois de contrôle moteur mises en jeu dans la tâche de saisie de la barre supérieure. Bien que nos deux groupes n'aient pas été constitués d'expertes et de débutantes en gymnastique, des différences de coordinations motrices entre les groupes ont pu être mises en évidence, notamment en ce qui concerne les vitesses et timings d'extension à la hanche et à l'épaule, la cinématique à ces deux articulations lors de la phase d'envol et la fixation des membres inférieurs en début de phase aérienne.

Ce chapitre a mis en évidence les paramètres biomécaniques déterminants de la performance dans la réalisation du pieds-barre temps de ventre aux barres asymétriques. Le chapitre à venir a pour objectif d'envisager la réalisation de ce même élément gymnique du point de vue du contrôle moteur, à travers une investigation des lois de contrôle mises en jeu.

Le couplage perception-action lors du pieds barre temps de ventre

1. INTRODUCTION

La première partie de ce travail a permis d'identifier les contraintes biomécaniques pesant sur la réalisation du PBTV (pieds barre temps de ventre). Pour répondre à ces contraintes, les gymnastes doivent adopter une organisation corporelle particulière dans l'espace et dans le temps pour tout à la fois contrôler leur vitesse angulaire d'approche par rapport à une direction (la verticale de la barre supérieure) et une tâche de saisie de la barre supérieure. En effet, dans la pratique, une gymnaste peut répondre à l'un des deux buts sans répondre à l'autre. Elle peut créer la rotation appropriée en se plaçant sur une trajectoire ne permettant pas la saisie si elle lâche la barre inférieure avec le centre de gravité positionné trop haut ou trop bas et/ou avec une vitesse horizontale initiale non appropriée. Inversement, elle peut se placer sur une trajectoire permettant la saisie, ne pas créer la rotation appropriée et se retrouver suspendue à la barre supérieure sans pour autant pouvoir créer un balancer. Or, d'un point de vue réglementaire, la réussite de cet élément s'objective par une saisie de la barre supérieure, et par l'enchaînement direct d'un élément sur cette dernière, c'est-à-dire sans temps d'arrêt, sans balancer intermédiaire.

Le second chapitre de cette thèse de doctorat va s'intéresser aux lois de contrôle moteur mises en jeu dans la réalisation du PBTV pour répondre au double but de contrôle de la vitesse angulaire et de saisie de la barre. Ce chapitre se compose tout d'abord d'une revue de littérature, qui présente ce que l'on connaît du contrôle des tâches acrobatiques pour ensuite mettre en évidence l'intérêt d'une étude sur le contrôle du PBTV et présenter nos hypothèses. L'étude du contrôle du PBTV est ensuite présentée, à travers une description du protocole et du calcul des paramètres et la présentation des résultats. Les deux parties suivantes sont consacrées à l'analyse des effets de perturbations inertielles et visuelles. Chacune de ces deux parties comporte une description du protocole et la présentation des résultats. Enfin, la dernière partie de ce chapitre est consacrée à la discussion.

2. REVUE DE LITTERATURE

2.1. Ce que l'on connaît du contrôle des tâches acrobatiques

2.1.1. Contrôle d'un déplacement par rapport à une direction

Au début des années 1990, Lee et ses collaborateurs ont proposé un cadre théorique permettant de rendre compte non seulement des paramètres de déclenchement d'une l'action, mais aussi de son guidage continu sur la base de *tau* (Lee et al., 1991, 1992, 1992, 1993, 1995). Lee (1976) avait précédemment montré que dans le cas d'une saisie d'un objet qui se déplace en ligne droite avec une vitesse constante en direction d'un observateur, le sujet, pour évaluer le temps qu'il reste avant que la balle entre en collision avec lui (temps avant contact ou time to contact :TTC), évalue à un instant *t* la taille de l'image rétinienne de l'objet rapportée au taux de variation de cette taille. Ceci correspond à la variable *tau* qui est « l'inverse de la vitesse relative d'expansion sur la rétine des contours d'une surface de l'environnement », aussi appelée taux d'expansion du contour optique.

M. Grealy (2002) note que « du fait de l'équivalence des angles optiques , *tau* correspond également à l'écart entre l'observateur et l'objet, divisé par la vitesse de l'objet, ce qui se définit mathématiquement par :

$$\frac{1}{\text{taux d'expansion du contour optique}} = \frac{\text{distance observateur objet (en m)}}{\text{vitesse d'approche(en m/s)}} = \frac{X}{\dot{X}}$$

Lee et ses collaborateurs ont mis en évidence que le guidage de l'action peut être continu si l'acteur peut estimer le taux de variation de *tau* au cours du temps ($\tau'(x)$ ou τ point(x) où *x* est une distance). Comme l'indique le Tableau 13, selon la valeur de la dérivée de *tau* le sujet peut savoir s'il ne rentrera jamais en collision avec l'objet, s'il s'arrêtera à temps ou heurtera l'objet de façon plus ou moins violente.

Tableau 13 : Implications du changement de tau, d'après Lee, Young et Rewt, 1992

Valeur de la dérivée de <i>tau</i>	Implication dans le mouvement animal	Effet de l'accélération ou de la décélération constante	Effet du maintien constant de la dérivée de <i>tau</i>
$\tau' > 1$	Accélération	Collision	Collision
$\tau' = 1$	Accélération nulle	Collision	Collision
$0,5 < \tau' < 1$	Décélération	Collision	Collision contrôlée
$\tau' = 0,5$	Décélération	Arrêt	Freinage constant
$0 < \tau' < 0,5$	décélération	Arrêt	Freinage décroissant

Lee et Young (1992) distinguent deux façons de contrôler son approche par rapport à un objet : on peut contrôler sa vitesse linéaire d'approche par rapport à une destination. Lorsqu'un sujet doit attraper une balle en mouvement, ajuster sa course d'élan pour pointer efficacement la planche en longueur ou éviter des obstacles (des défenseurs en rugby par exemple), celui-ci peut réguler son déplacement en modifiant ses poussées au sol, en diminuant ou en augmentant l'amplitude et la fréquence de ses foulées.

Différentes études mettent en évidence l'utilisation d'une stratégie de contrôle prospective lors de tâches acrobatiques à la fois dans des conditions de chute libre (salti) et de suspension (grands tours en barre fixe). Lors d'acrobaties aériennes, Lee et Young notent qu'on peut contrôler sa vitesse angulaire d'approche par rapport à une direction, il faut alors « contrôler conjointement l'approche linéaire et angulaire ». Pour ce faire, les acrobates mettent en jeu une procédure que les auteurs appellent « *controlled collision procedure* ». Celle-ci consiste à maintenir $\tau'(x)$ constant à une valeur k comprise entre 0,5 et 1 ($0,5 < k < 1$) jusqu'à ce que la force maximale de freinage soit atteinte, puis à maintenir cette force, ce qui aboutit à une collision contrôlée. Ils ont plus spécifiquement appliqué cette théorie au contrôle d'une rotation (le salto avant sur trampoline). Ils se sont demandé « comment le freinage angulaire (la diminution de la vitesse angulaire θ') est [...] régulé pour permettre au corps d'atteindre la verticale quand les pieds touchent le sol ». Ils ont montré que cette régulation du freinage angulaire ne nécessite pas de « calculs neuraux complexes [...] basés sur l'enregistrement de l'orientation du corps, de la vitesse angulaire, et de la décélération du corps et du temps avant réception ».

Une procédure simple « *controlled collision with the upright* » permet de contrôler la réception : ajuster le freinage angulaire de façon à ce que $\tau'(\alpha)$ reste constant à une valeur $k = \tau(\alpha)/TTL$. Avec $\tau(\alpha) = \text{tau angulaire («angular tau»)$, $\tau'(\alpha) = \text{dérivée du tau angulaire («angular tau dot»)$, $\alpha = \text{angle du corps par rapport à la verticale}$ et $TTL = \text{temps avant la réception («time to landing»)}$. k doit être compris entre 0,5 et 1 avec $0,5 < k < 1$ car « il est impossible de s'arrêter sur la verticale alors qu'on est encore en phase de vol, car le corps possède nécessairement un moment angulaire lié au salto ». Cette procédure exige la seule prise en compte de tau , de son taux de variation au cours du temps et du temps avant réception. L'utilisation d'une procédure de collision contrôlée avec la verticale semble confirmée par un tau angulaire ($\tau(\alpha)$) qui converge linéairement vers zéro à la réception du salto avant, et par des courbes de régression – qui mesurent $\tau'(\alpha)$ – entre 0,5 (exclu) et 1. Bardy et Laurent (1998) mettent en évidence une loi de contrôle dans la réalisation du salto arrière selon laquelle la gestion du moment d'inertie (c'est à dire la résistance au mouvement angulaire) est fonction du temps restant avant la réception. Les corrélations constatées entre la vitesse et l'accélération de l'ouverture des angles cuisse tronc et jambe cuisse et le TC1 (temps de pré contact de premier ordre avec le sol, $\text{TC1} = \text{distance courante avec le sol / vitesse courante}$), et les faibles corrélations entre les vitesse et accélération de la fermeture des angles cuisse tronc et jambe cuisse et TC1, les ont en effet amenés à considérer que les

gymnastes contrôlent l'orientation de leur corps, leur moment d'inertie dans la seconde partie du salto (préparation de la réception) de façon prospective sur la base de TC1.

Le temps de pré-contact de premier ordre (TC1) a également été identifié par V. Sevrez (2009) comme un paramètre permettant le contrôle de l'action lors de la réalisation de grands tours en barre fixe. Le fait que dans cette étude les moments musculaires n'aient pas été systématiquement affectés par la présence de masse additionnelles suggère que les gymnastes contrôlent leur action par une résolution répétée d'un même problème plutôt que par la répétition d'un unique patron d'activation musculaire. Les patterns de mouvement produits sous différentes contraintes de la tâche (des lests de poids différents) ont permis d'identifier l'existence d'aspects invariants dans les solutions perceptivo-motrices adoptées par les sujets, le pic négatif du rapport \dot{r}/r (où r est la distance entre le centre de gravité du corps et la barre fixe) se produisant invariablement à une valeur particulière de TC1 (θ) (θ étant l'angle de rotation du centre de gravité du corps autour de la barre fixe). Le comportement cinématique et dynamique d'un gymnaste réalisant un grand tour avant ou arrière à la barre fixe peut ainsi être modélisé par un pendule de longueur variable dont le taux de variation de longueur est contrôlé, pour réussir la tâche, sur la base de TC1 (θ).

2.1.2. Etude du rôle de la vue dans le contrôle des tâches acrobatiques

Différents travaux portant sur le rôle des réafférences perceptives (visuelles) dans le contrôle des acrobaties (salto avant, salto arrière) remettent en question l'idée de réalisation en boucle ouverte de ces habiletés, c'est-à-dire sans prise en compte des réafférences sensorielles visuelles supposées engendrer une latence trop importante. La régulation des actions s'effectue sur la base d'informations de nature visuelle lors de l'envol.

Lee, Young et Rewt (1992) ont considéré le rôle de la vue dans le contrôle de la réception des salti avant effectués par des trampolinistes. Cette démarche va dans le sens de celle de Rezzette et Amblard (1985). Les informations vestibulaires et les autres informations non visuelles ne sont pas suffisantes pour le contrôle des acrobaties ; les réceptions des salti effectués dans le noir ou avec lumières stroboscopiques étant plus instables qu'en conditions visuelles normales. Autrement dit, un environnement visuel dans lequel l'information optique sur le mouvement est pauvre ne permet pas un contrôle satisfaisant des réceptions lors d'acrobaties. Lee et al. (1992) concluent de leurs expériences de manipulation de l'information visuelle (salto avant sur trampoline les yeux ouverts ou fermés), que la vue n'est pas nécessaire pour garder $\tau'(\alpha)$ constant dans cette tâche, mais que celle-ci aide à régler la valeur de $\tau'(\alpha)$ car c'est seulement avec les yeux ouverts que l'orientation du corps s'améliore à l'approche de la réception (α étant l'angle entre l'orientation courante du corps et la verticale).

Bardy et Laurent (1998) ont demandé à des gymnastes experts ou novices d'exécuter des salti arrières selon deux modalités visuelles : les yeux ouverts ou fermés. Ils ont observé une diminution de la stabilité du mouvement dans la condition yeux fermés à la fois pour les

experts et les novices ; une diminution de la variabilité de l'orientation du corps dans la conditions yeux ouverts par rapport à la condition yeux fermés pour les experts mais peu pour les novices ; et enfin, des corrélations négatives significatives entre la vitesse d'ouverture et le TC1, uniquement pour les experts et uniquement dans la condition yeux ouverts. Ces résultats mettent en évidence que « le temps restant disponible est un paramètre visuellement utilisé pour moduler le moment d'inertie du corps dans la phase terminale du salto" (Bardy, 2003). Ils sont "à mettre en relation avec l'organisation motrice de la tête sur le tronc". En effet, pendant le vol, la tête n'est pas animée d'un mouvement de rotation uniforme: elle est stable lors de la phase de décollage, tourne rapidement pendant la phase aveugle, correspondant à la fermeture jambes tronc et au passage tête en bas, puis se stabilise à nouveau lors de la phase de réception (Berthoz & Pozzo, 1994). Pour Bardy, "cette coordination n'est pas une conséquence exclusivement mécanique de la rotation du corps car elle disparaît en l'absence de vision et n'existe pas chez des gymnastes débutants".

La régulation temporelle des actions est donc bien de nature visuelle. Cette idée va dans le sens des arguments avancés par Lee et al. (1992) : "l'information optique sur l'orientation de la tête est, en principe, disponible dans le flux optique en rotation". Quand l'acrobate est en phase de réception "le flux optique (...) a une composante en translation, provoquée par le mouvement de la tête, qui s'ajoute à une composante en rotation, provoquée par la rotation de la tête". D'après Warren et Hannon (1988), une personne peut décomposer le flux optique combiné (en rotation et en translation) dans un plan horizontal pour retrouver les composantes en translation et en rotation". Pour Lee, "il n'est pas déraisonnable de penser que les acrobates pourraient simultanément décomposer le flux optique lié à leur mouvement de rotation et de translation dans un plan vertical ».

De plus "l'information sur l'orientation du corps est disponible via la proprioception. Dans la partie centrale du champ visuel, l'orientation de la tête par rapport à la verticale est spécifiée par la hauteur de la projection de l'horizon par rapport au plan horizontal de référence de la tête. Dans la partie périphérique du champ visuel, l'orientation de la tête est spécifiée par l'orientation des verticales de l'environnement par rapport au plan vertical de référence de la tête". Ceci justifie que "la vision améliore la détection d'informations sur le *tau* angulaire". La détection d'informations sur le temps avant réception serait également améliorée grâce à la vision à la fois avant et après l'impulsion des salti avant au trampoline. Pour étayer cette hypothèse, Lee et ses collaborateurs s'appuient sur le fait que le temps de vol de chaque trampoliniste est plutôt stable au fil des réalisations, ce qui suggère l'utilisation d'informations sur la vitesse verticale initiale (et par conséquent sur le temps de vol, qui lui est proportionnel) fournies par la vue, les otolithes et les mécano-récepteurs dans les muscles et articulations au moment de l'impulsion.

Dans le contexte d'acrobaties réalisées sans phase d'envol (les grands tours avant et arrière à la barre fixe), la privation totale d'informations visuelle s'est avérée ne pas avoir d'effets sur les patrons cinématiques (V. Sevrez, 2009).

Néanmoins, malgré leur caractère fonctionnel et économique et les validations expérimentales qu'ont reçues les lois de contrôle, celles-ci semblent n'être opérantes que dans le cadre expérimental dans lequel elles ont été conçues: des déplacements locomoteurs finalisés sur tapis roulant limitant la fonction de l'impulsion horizontale (Patla, 1989), des tâches d'interception où les mouvements sont contraints sur un axe transversal (Montagne et al., 1999, 2000, Peper et al., 1994). Ces difficultés rencontrées par les chercheurs pour modéliser les mécanismes généraux de contrôle qui sous-tendent des comportements complexes nous ont incitée à prendre en compte les contraintes spécifiques à la tâche que nous étudions.

2.2. Intérêt d'une étude sur le PBTV et hypothèses :

Si les différentes études relatées précédemment et de nombreuses autres (Lee & Reddish, 1981 ; Lee, Young, Reddish, Lough et Clayton, 1983 ; Sidaway, Mc Nitt-Gray et Davis, 1989) ont mis en évidence un guidage du mouvement sur la base de la fonction *tau* de l'intervalle entre une valeur courante et la valeur cible d'un paramètre du mouvement (un angle, une force, une distance...) ainsi que la disponibilité de *tau* dans le champ visuel, le contrôle perceptivo-moteur d'habiletés gymniques complexes réalisées aux agrès n'a été l'objet que de peu de recherches (V. Sevez, 2009). La résolution de problèmes d'optimisation en barre fixe a été envisagée par Hiley et Yeadon (2005, 2007, 2008) et la façon dont le comportement de débutants réalisant des balancers en suspension renversée aux barres parallèles est contraint par la dynamique intrinsèque du système a été étudiée (Delignières et al., 1998), mais ces études n'avaient pas pour but prioritaire la prise en compte des rapports entre perception et action.

Les tâches acrobatiques dont le guidage sur la base de *tau* a été étudié (Bardy et Laurent, 1998, Lee et al., 1992) exigeaient soit la constriction d'un intervalle en translation sans contrainte sur le lieu précis du contact avec le sol (dans le cas du salto arrière de pied ferme), soit la constriction d'un intervalle en rotation sans contrainte sur le lieu précis de réception sur le trampoline (dans le cas du salto avant). L'étude du pieds barre temps de ventre s'avère complexe puisque cette action met en jeu les deux types d'intervalles : il faut gérer la constriction de l'intervalle distance mains barre (D) et simultanément celle de l'intervalle entre l'orientation actuelle du corps à un instant t , et l'orientation recherchée à la saisie (θ). Le pieds barre temps de ventre semble donc être une tâche intéressante à étudier en raison de cette complexité. Cette tâche nécessite en effet de guider des phases d'accélération et de décélération d'au moins deux intervalles tout en parvenant à saisir un objet (la barre supérieure) et à adopter une certaine posture relativement à cet objet pour créer de l'élan et poursuivre l'évolution en barre supérieure.

La procédure de collision contrôlée (mise en jeu dans le contrôle du salto avant au grand trampoline) peut être l'une des procédures candidates au contrôle du pieds barre temps de ventre puisque cette tâche nécessite la réalisation d'un quart de salto avant pendant la phase

d'envol. Il s'agirait d'une procédure de collision contrôlée avec la verticale de la barre supérieure. Une telle procédure de contrôle se traduirait par une régulation de la rotation vers l'avant de sorte que le *tau* angulaire converge vers zéro à l'instant de la saisie, de façon linéaire, avec une pente comprise entre 0,5 et 1 (ce qui revient à conserver constante entre 0,5 et 1 la dérivée de ce *tau* angulaire, à une valeur égale au rapport entre le *tau* angulaire et le temps avant saisie).

La réalisation d'un salto arrière nécessite une régulation de l'extension du corps sur la base du temps avant contact avec le sol. La phase d'envol du pieds barre temps de ventre aux barres asymétriques, en plus d'exiger une régulation de la rotation par rapport à la verticale de la barre supérieure (et donc par rapport au sol, cette dernière étant immobile) pour permettre un enchaînement d'éléments, suppose de réguler également le déplacement des mains par rapport à la barre supérieure. Une procédure de type *tau-coupling* (Lee, Craig et Grealy, 1999) peut par conséquent également être candidate au contrôle du pieds-barre temps de ventre. Si une telle procédure de contrôle est mise en jeu, la fonction *tau* de l'intervalle main-barre devrait être maintenue dans un rapport constant pendant la réalisation, avec la fonction *tau* de l'intervalle entre l'orientation courante (à un instant t) et l'orientation cible du corps à la saisie de la barre supérieure.

3. CONTROLE DU PIEDS BARRE TEMPS DE VENTRE

Nous décrivons ici le protocole et les différents paramètres utilisés pour tester nos hypothèses. Les résultats sont ensuite présentés.

3.1. Protocole

Le protocole utilisé pour tester les hypothèses relatives au couplage perception-action dans la réalisation du PBTV est celui présentée lors du premier chapitre. Seuls les essais réalisés en condition « normale » (pas de perturbations inertielles ni visuelles) ont été pris en compte, et seule la phase d'envol du PBTV a été considérée.

3.2. Calcul des paramètres :

Les paramètres suivants ont été calculés :

3.2.1. Evolution au cours du temps de l'angle θ

$\theta(t)$ a été défini par la différence entre la valeur, à chaque instant, de l'angle entre le segment tronc (marqueurs épaule et trochanter) et l'horizontale (β) et la valeur moyenne de l'angle tronc-horizontale à l'instant de la saisie de la barre supérieure sur l'ensemble des essais d'un même sujet (α), Figure 21.

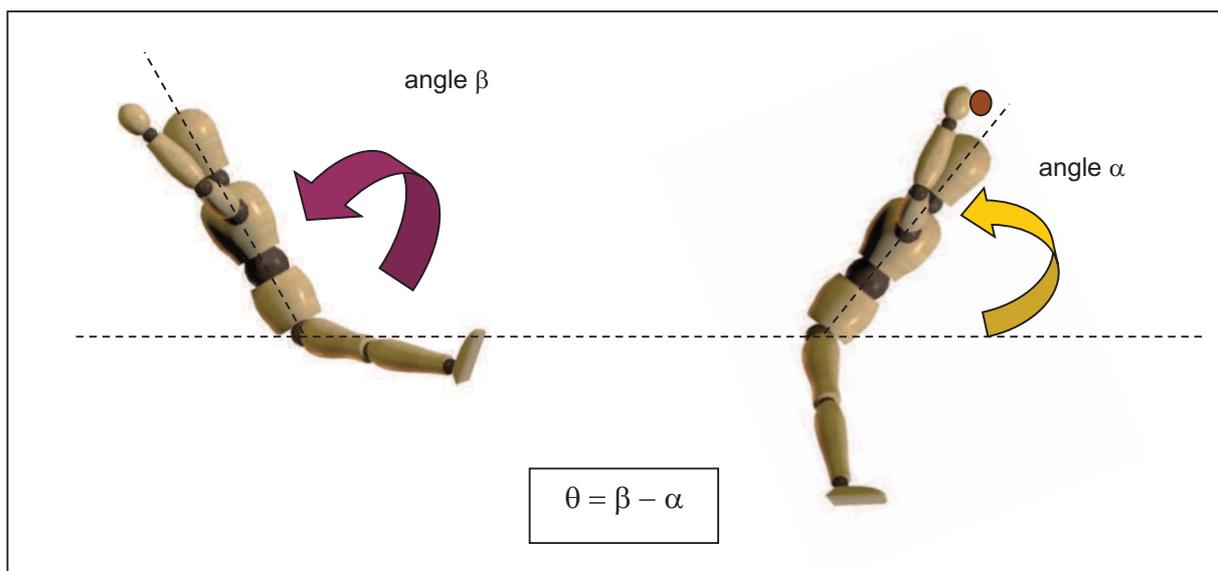


Figure 21 : Représentation de l'angle θ , calculé par soustraction des angles β et α

Dans les études de Lee et al. (1992) et Laurent et Bardy (1998) l'orientation du corps considérée comme cible à atteindre dans la réalisation du salto est définie par l'angle entre le segment septième vertèbre cervicale(C7)-cheville et la verticale de l'appui pédestre à la réception. Nous avons préféré considérer l'angle β plutôt que l'orientation du segment C7-cheville en raison de la trajectoire tri-dimensionnelle des marqueurs des chevilles lors de la réalisation du PBTV. Alors que l'orientation du segment C7-cheville peut être considérée comme révélatrice de l'orientation du corps dans la réalisation de salti, ce ne peut être le cas dans le PBTV.

Pourquoi avoir choisi de prendre en compte un angle α moyen, plutôt que de considérer la valeur de l'angle α sur chaque essai ? Tout d'abord, prendre en compte la valeur de l'angle α sur chaque essai serait revenu à considérer que quelle que soit la posture à la saisie de la barre supérieure, la gymnaste était parvenue à réduire à zéro l'intervalle la séparant de sa cible. Un essai saisi avec le centre de gravité sous la verticale de la barre supérieure ou encore en avant de cette verticale aurait été considéré comme réussi. C'est pourquoi nous n'avons pas retenu cette solution.

La prise en compte de la valeur moyenne de l'angle α pour chaque sujet a également été préférée à la prise en compte d'un angle α « standard » pour l'ensemble des gymnastes, car il s'est avéré difficile d'identifier un angle α « standard » qui serait représentatif de la réussite de la tâche. Le coefficient de variation de l'angle α pour l'ensemble des gymnastes d'un groupe est en effet élevé (64,18% pour le groupe B, 27,67% pour le groupe A).

En revanche, l'écart type de l'angle α pour chaque gymnaste se situe entre 2° et 7°. Si on calcule le coefficient de variation (écart type normalisé par rapport à la moyenne) de l'angle α pour chaque gymnaste, on obtient des valeurs de 11,33% pour le groupe A (min : 3,41%, max 13,17%) et de 8,41% (min 3,44% et max 14,51% pour le groupe B. Ces valeurs paraissent acceptables pour prendre en compte la moyenne des valeurs d'angle α sur les essais d'un sujet donné comme paramètre de calcul de l'angle θ , compte tenu de la variabilité naturelle présente dans les mouvements humains (Hatze, 1986). Dans une habileté quotidienne, très automatisée et maîtrisée, comme la marche, certains paramètres présentent en effet des coefficients de variation de 12,6 à 15% (Munroh et al, 1986 ; Giakas & Baltzopoulos, 1997). Or, le coefficient de variation considéré ici est inférieur à 12%, alors qu'il s'agit d'une habileté gymnique complexe.

3.2.2. Distance main - cible

L'évolution au cours du temps de la distance (notée $D(t)$) entre le centre de gravité de la main qui touche la barre supérieure en premier et la cible (la position du centre de gravité de cette main au contact avec la barre) a été calculée.

3.2.3. Temps de vol

Le temps de vol a été défini comme l'intervalle entre l'instant du lâcher de la barre inférieure et l'instant de la saisie de la barre supérieure.

3.2.4. Temps avant saisie

Le temps avant saisie de la barre supérieure (T.A.S.) a été défini comme le temps normalisé, de -100% au lâcher de la barre inférieure à 0% à l'instant de la saisie de la barre supérieure.

3.2.5. Instants remarquables

Trois instants remarquables ont été pris en compte : l'instant auquel les mains entrent dans le champ visuel (lorsque les coordonnées antéro-postérieures des centres de gravité des mains deviennent supérieures à la coordonnée antéro-postérieure du marqueur placé sur le front), l'instant auquel les mains passent au-dessus de la barre supérieure (lorsque les coordonnées verticales des centres de gravité des mains deviennent supérieures à la coordonnée verticale de la barre supérieure), et l'instant auquel la barre supérieure entre dans la sphère de préhension (la distance entre les centres de gravité des mains et la cible devient inférieure à la longueur –mesurée- du membre supérieur).

3.2.6. Fonctions tau

Les fonctions *tau* (τ) des paramètres θ (t) et D(t) ont été calculées. La fonction *tau* de l'angle θ est définie à chaque instant par le rapport entre θ et sa dérivée temporelle :

$$\tau(\theta) = \frac{\theta(t)}{\dot{\theta}(t)}$$

De la même façon, la fonction *tau* de la distance D est définie à chaque instant par le rapport entre D et sa dérivée temporelle :

$$\tau(D) = \frac{D(t)}{\dot{D}(t)}$$

$\dot{\theta}$ et \dot{D} sont calculées selon la méthode de dérivation par différence centrée. Les fonctions $\tau(\theta)$ et $\tau(D)$ ont été dénommées *tau margin* par Lee et Young (1985). Elles correspondent au temps nécessaire (à un instant t) pour atteindre respectivement la barre supérieure et l'angle α si le sujet adopte une stratégie de déplacement linéaire de ses mains ou angulaire de son tronc à vitesse constante. Autrement dit, cette fonction renseigne un pratiquant sur le temps qu'il lui

reste à chaque instant pour atteindre une cible donnée s'il ne change rien aux paramètres de son mouvement. C'est en fonction de ce paramètre que la décision d'accélérer ou non son déplacement vers la cible peut être prise.

3.2.7. Régressions linéaires

Afin d'identifier si des relations linéaires entre les différents paramètres inhérents aux lois de contrôle du mouvement dont nous faisons l'hypothèse s'établissent, et si oui sur quelle phase du mouvement, des calculs de régression linéaire ont été appliqués à chaque essai.

Un algorithme itératif de régression développé sous C calcule le r^2 de la régression linéaire des i derniers points – les plus à droite - de la courbe (avec $i = 3$ à N , N étant le nombre total de points de la courbe). En nous appuyant sur les travaux de Lee (1976), nous avons considéré qu'une relation linéaire était établie à partir du moment où le r^2 dépassait le seuil de 0,95. Le premier point de la courbe où $r^2 > 0,95$ a été considéré comme origine d'une fonction linéaire incluant ce point et tous les autres points situés à sa droite sur la courbe originelle. Nous avons retenu la valeur de la pente (k) de cette fonction linéaire.

Le pourcentage du temps de mouvement pour lequel une relation linéaire entre les paramètres considérés s'établit a été obtenu en divisant le nombre de points de la fonction linéaire par le nombre total de points correspondant à la durée du mouvement.

3.2.8. Opérationnalisation des hypothèses grâce aux paramètres

Afin de déterminer si les différentes lois de contrôle dont nous faisons l'hypothèse sont mises en jeu dans la réalisation du PBTv, nous avons tenté d'identifier si une relation linéaire s'établit à l'approche du contact avec la barre supérieure entre les deux paramètres impliqués dans la loi de contrôle. Si oui, y a-t-il des différences significatives entre les groupes A et B concernant la valeur de la pente de cette relation linéaire ? Lorsque des données sont disponibles dans la littérature quant aux valeurs de pente révélatrices de tel ou tel mode de contrôle moteur, y a-t-il des différences significatives par rapport à ces données issues de la littérature ? Enfin, y a-t-il des différences significatives entre les groupes quant à la valeur du temps avant saisie de la barre supérieure à laquelle les lois de contrôle s'établissent ?

3.3. Résultats :

3.3.1. Utilisation d'une procédure de collision contrôlée

La valeur moyenne de la pente calculée à l'aide de l'algorithme itératif de régression est de 0,54 pour le groupe A et de 0,56 pour le groupe B (Figure 22). La relation linéaire entre $\tau(\theta)$ et T.A.S. s'installe à -59,49% du temps avant saisie pour le groupe A et à -66,41% du temps avant saisie pour le groupe B. Il n'y a pas de différence entre les groupes concernant la valeur de la pente ni la valeur normalisée du T.A.S. à partir duquel la relation linéaire s'établit (Tableau 14).

De plus, les résultats de tests T de comparaison d'une moyenne à un standard mettent en évidence que les valeurs de pente ne diffèrent pas significativement de 0,5, ni pour le groupe A, ni pour le groupe B ($T=0,54$ pour le groupe A, $p<0,05$, $T= 0,65$ pour le groupe B, $p<0,05$).

Les résultats mettent donc en évidence une relation linéaire entre $\tau(\theta)$ et T.A.S. à l'approche de la saisie de la barre supérieure, dont la valeur de la pente est proche de 0,5.

Tableau 14 : Moyennes et écarts-types des régressions linéaires ($\tau\theta$ -TAS)

	Groupe A		Groupe B	
	<i>M</i>	σ	<i>M</i>	σ
Pente (k)	0,548	0,338	0,566	0,226
Ordonnée à l'origine	-0,022	0,045	-0,006	0,058
% de temps avant saisie quand la relation linéaire s'établit	-59,49%	17,83	-66,41%	12,22

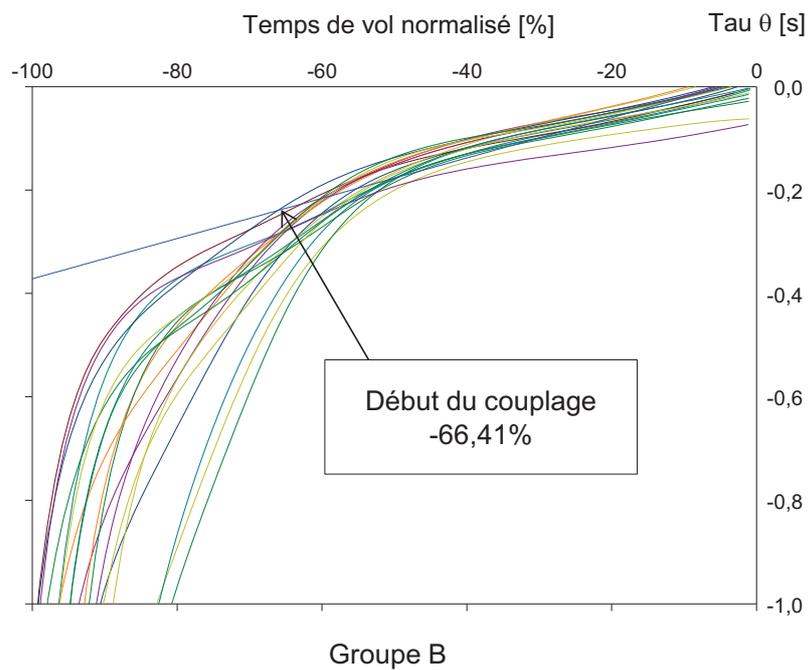
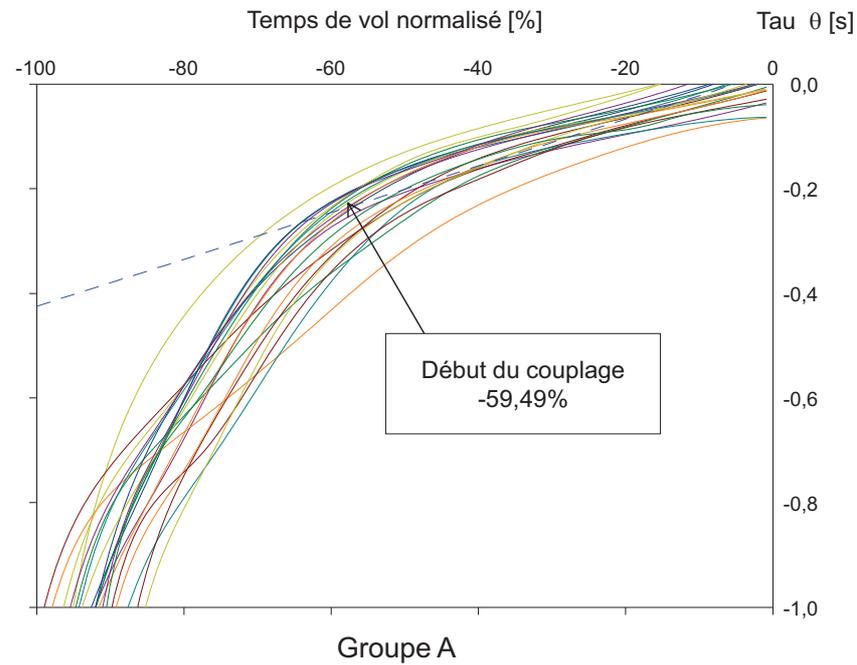


Figure 22 : τ_θ en fonction du temps avant saisie pour le groupe A (en haut) et le groupe B (en bas)

3.3.2. Couplage $\tau(D)$ – $\tau(\theta)$

L'algorithme de régression permet d'identifier une relation linéaire entre $\tau(D)$ et $\tau(\theta)$ à partir de $-48,38\%$ du T.A.S. pour le groupe A et $-68,64\%$ du T.A.S. pour le groupe B (Figure 23). Cette relation linéaire s'établit plus tôt chez le groupe B que chez le groupe A à la fois en temps normalisé ($U=16$, $p<0,05$, pourcentage de différence : $41,87\%$) et en temps absolu ($U=61,5$, $p<0,05$, groupe A : $-229,6 \pm 113,8$ ms, groupe B : $-291,4 \pm 76,62$ ms). Il n'y a pas de différence significative entre les groupes concernant la valeur de la pente (Tableau 15).

Tableau 15 : Moyennes et écarts-types des régressions linéaires ($\tau\theta$ - τD)

	Groupe A		Groupe B	
	<i>M</i>	σ	<i>M</i>	σ
Pente (k)	1,142	0,482	1,220	0,440
Ordonnée à l'origine	0,008	0,048	0,011	0,045
% de temps avant saisie quand la relation linéaire s'établit	-48,38%	27,17	-68,64%	27,20

En cherchant à déterminer comment l'apparition des lois de contrôle s'articule avec des événements remarquables de la phase d'envol (le passage des mains au-dessus de la barre supérieure et l'arrivée de la barre supérieure dans la sphère de préhension, Figure 24 et Figure 25), on se rend compte que pour les deux groupes, le couplage $\tau(D)$ – $\tau(\theta)$ s'établit avant que la barre supérieure entre dans la sphère de préhension. Il s'établit de façon prédominante (sur 86% des essais) avant le passage des mains au-dessus de la barre supérieure.

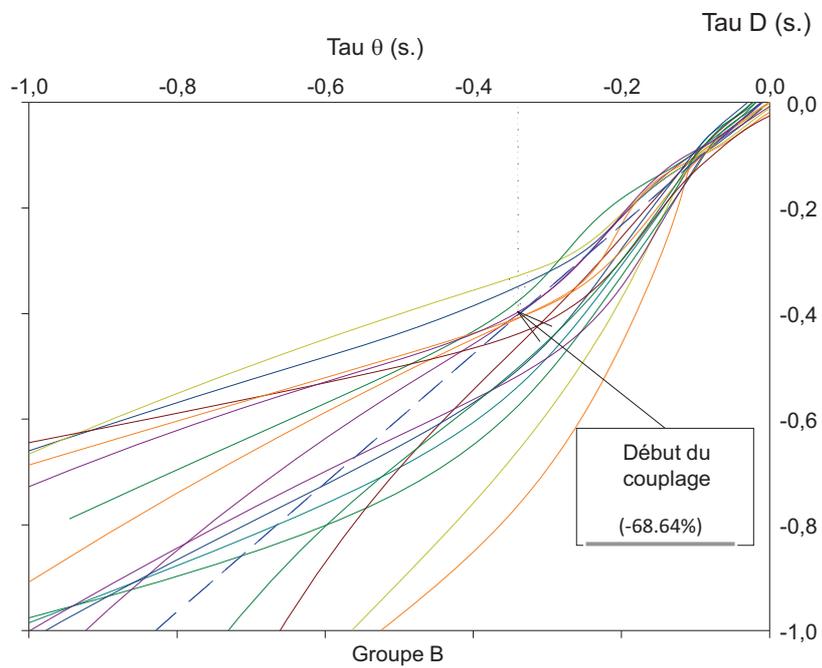
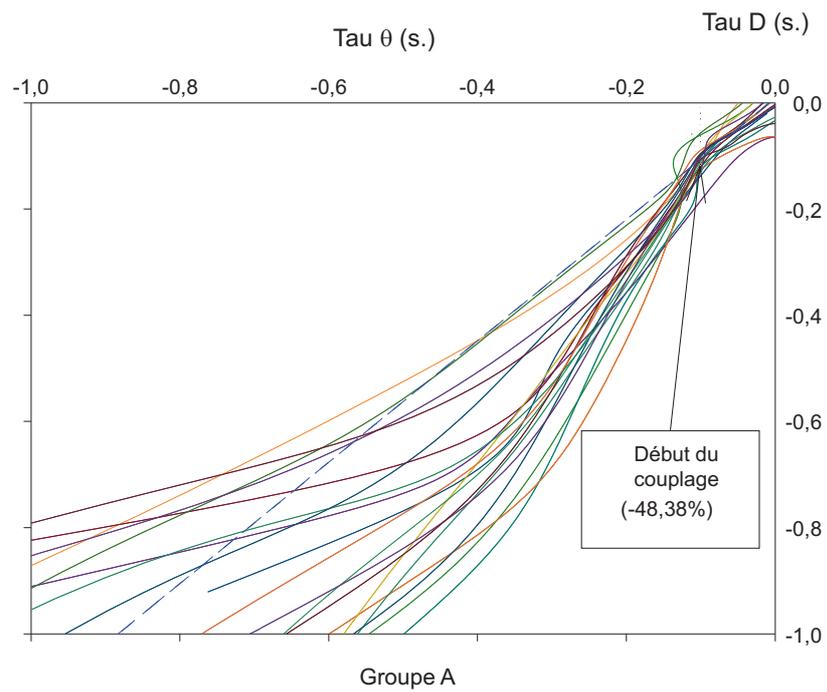


Figure 23 : τ_D en fonction de τ_θ pour le groupe A (en haut) et le groupe B (en bas)

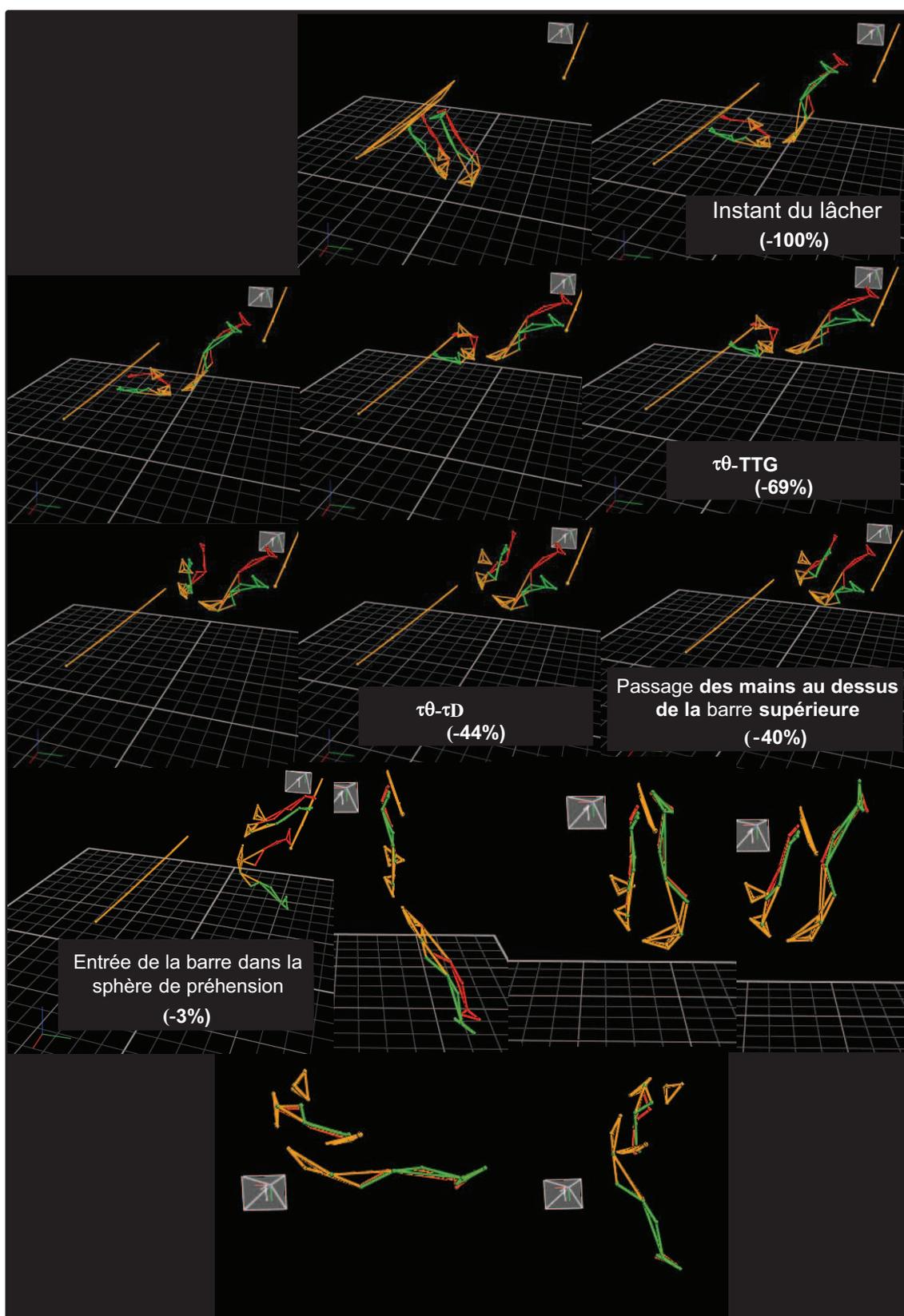


Figure 24 : Chronologie des événements remarquables et des lois de contrôle sur un essai caractéristique d'une gymnaste du groupe A.

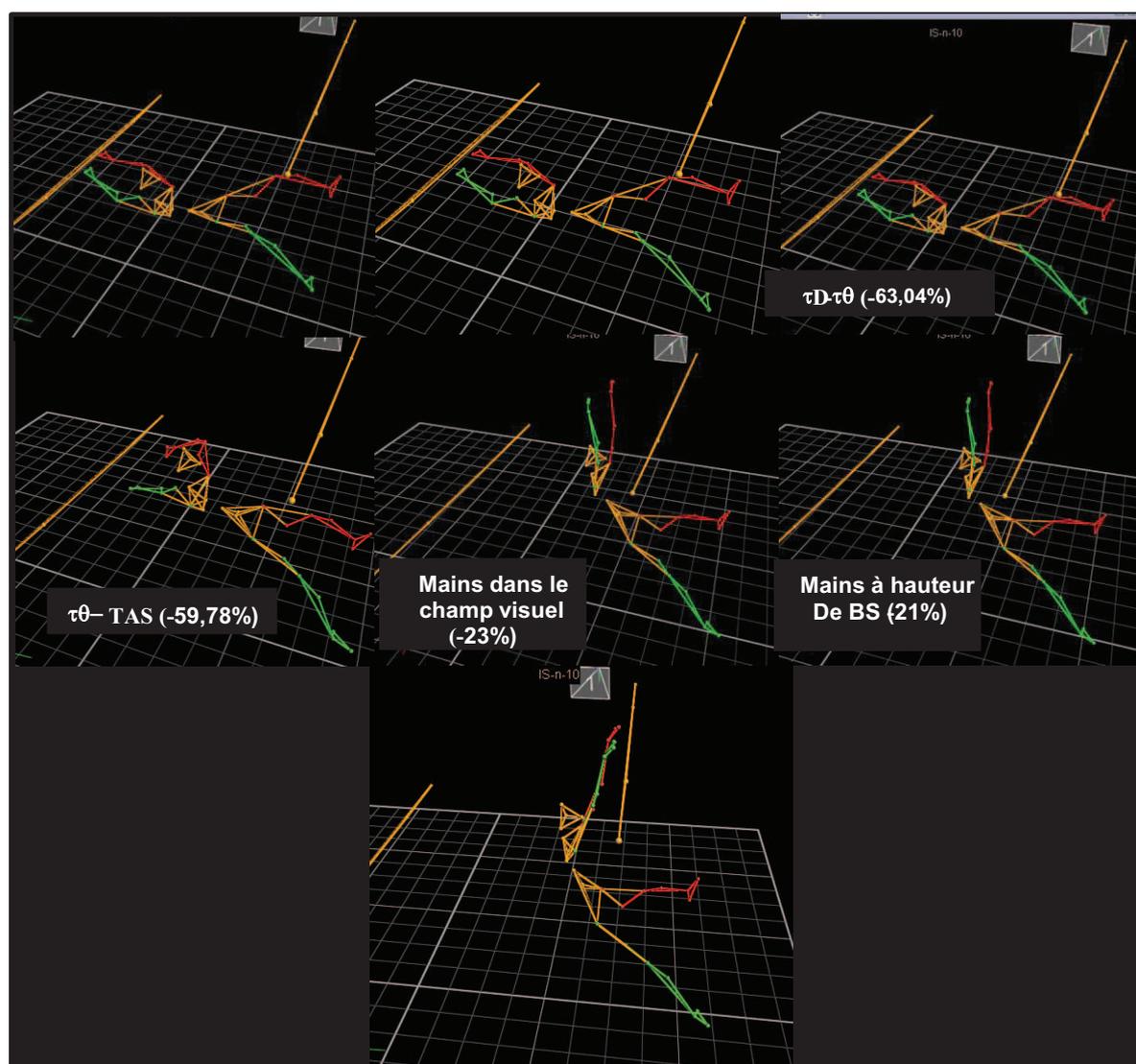


Figure 25 : Chronologie des événements remarquables et des lois de contrôle sur un essai caractéristique d'une gymnaste du groupe B.

4. EFFETS DE PERTURBATIONS INERTIELLES SUR LES LOIS DE CONTROLE

L'un des moyens d'identifier les aspects invariants de solutions perceptivo-motrices adoptées par des sujets réalisant une tâche est d'étudier les patterns de mouvement produits sous différentes contraintes de tâche. Dans cette perspective, nous avons envisagé l'effet de perturbations inertielles sur les lois de contrôle du mouvement mises en jeu dans la réalisation du PBTv afin d'identifier leur robustesse. L'hypothèse testée, le protocole et les résultats sont présentés ci-dessous.

4.1. Hypothèse :

Notre hypothèse est que si les lois de contrôle persistent malgré les perturbations inertielles imposées au niveau des bras, du tronc et des jambes, cela signifie qu'elles constituent un aspect invariant des solutions perceptivo-motrices adoptées par les sujets pour réaliser le PBTv. De plus, étant donné que ce qui distingue les sujets du groupe A et du groupe B est leur capacité à enchaîner une bascule faciale après le PBTv, si les lois de contrôle qui persistent malgré les perturbations diffèrent pour les deux groupes, cela signifie que certaines lois de contrôle seraient plutôt fonctionnelles pour la saisie de la barre supérieure, et d'autres pour l'enchaînement.

4.2. Protocole

La même procédure que celle présentée dans la partie protocole du premier chapitre a été utilisée, et les gymnastes ont été confrontées à trois conditions de lest. Des lests types « bandes scratch » souvent utilisées pour le renforcement musculaire ont été placés soit au niveau des jambes (juste au-dessus des chevilles), soit au niveau des bras (juste au-dessus des poignets), soit au niveau du tronc (à la taille). L'ordre de présentation des modalités de lest (bras, tronc, jambes) a été contrebalancé d'un sujet à l'autre pour éviter un effet ordre. Afin de tenir compte des capacités musculaires et du rapport poids-puissance de chaque gymnaste nous avons choisi, plutôt que d'imposer un certain pourcentage du poids du corps identique pour tous les sujets, d'augmenter le lest par palier de 500 grammes entre chaque passage, jusqu'au lest maximal avec lequel la gymnaste parvenait encore à atteindre la barre supérieure. Une fois ce palier atteint, la gymnaste réalisait trois essais consécutifs. Le nombre limité d'essais réalisés avec ce lest « maximal » (3 essais) s'explique par la nécessité d'éviter un effet fatigue. Indépendamment du pourcentage du poids de corps que représentait ce lest, chaque gymnaste était donc confrontée à une charge correspondant pour elle à la plus grande perturbation inertielle pour laquelle elle parvenait à réussir la tâche.

Les masses additionnelles ainsi utilisées s'échelonnent de 1.72 à 8.7 % du poids de corps pour les bras, de 1.82 à 8.7% pour les jambes, et de 3.51 à 13.04 % pour le tronc (Figure A24, en annexe).

4.3. Traitement des données :

En raison des pertes de marqueurs, le nombre de sujets pour lesquels au moins un essai était exploitable sur chacune des quatre conditions (normale, masses additionnelles au niveau des bras, au niveau des jambes, au niveau du tronc) est faible : 11 sujets dont 6 du groupe A et 5 du groupe B.

Lorsque pour un même sujet plusieurs essais par condition étaient disponibles, le meilleur essai a été retenu, selon l'arbre décisionnel présenté à la Figure 26. Les essais où les gymnastes parvenaient à enchaîner une bascule faciale après le PBTV ont été retenus préférentiellement. Parmi ceux-ci, l'essai retenu a été celui où la bascule faciale était réalisée bras tendus (en conformité avec les exigences réglementaires en gymnastique) et pour lequel la valeur de l'angle de saisie était la plus importante. Pour les gymnastes ne parvenant pas, dans une condition donnée, à enchaîner le PBTV avec une bascule faciale, les critères successivement utilisés pour retenir le meilleur essai ont été : le fait que la barre supérieure soit saisie et non simplement touchée, le fait que la gymnaste parvienne à y rester suspendue, et enfin la valeur de l'angle de saisie. Les valeurs de pente des relations linéaires inhérentes aux quatre lois de contrôle considérées, ainsi que les pourcentage du temps avant saisie auxquels ces lois de contrôle s'établissent ont été considérées comme variables dépendantes.

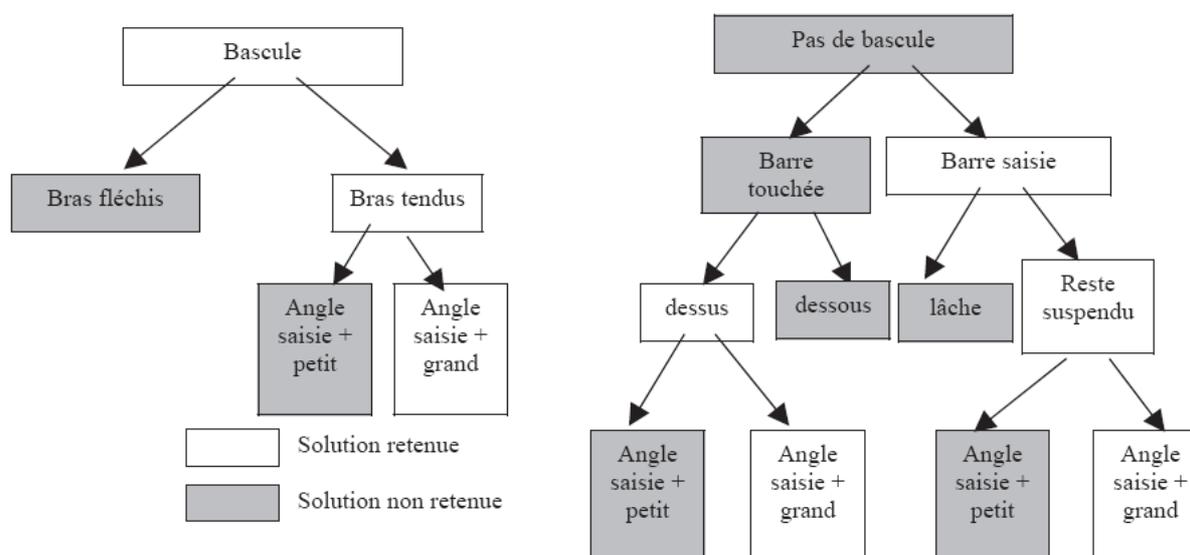


Figure 26 : Arbre décisionnel utilisé pour retenir les essais analysés

4.4. Résultats :

Les résultats des ANOVAs à mesures répétées (2 niveaux d'expertise x 4 conditions expérimentales) montrent qu'il n'y a pas d'effet combiné condition x expertise, ni d'effet condition, ni d'effet expertise concernant les valeurs de pente des deux relations linéaires considérées ($\tau(\theta)=f(T.A.S.)$, $\tau(D)-\tau(\theta)$). Il en va de même concernant les valeurs de pourcentage de T.A.S. auxquelles ces lois de contrôle s'établissent (Figure 27, Figure 28).

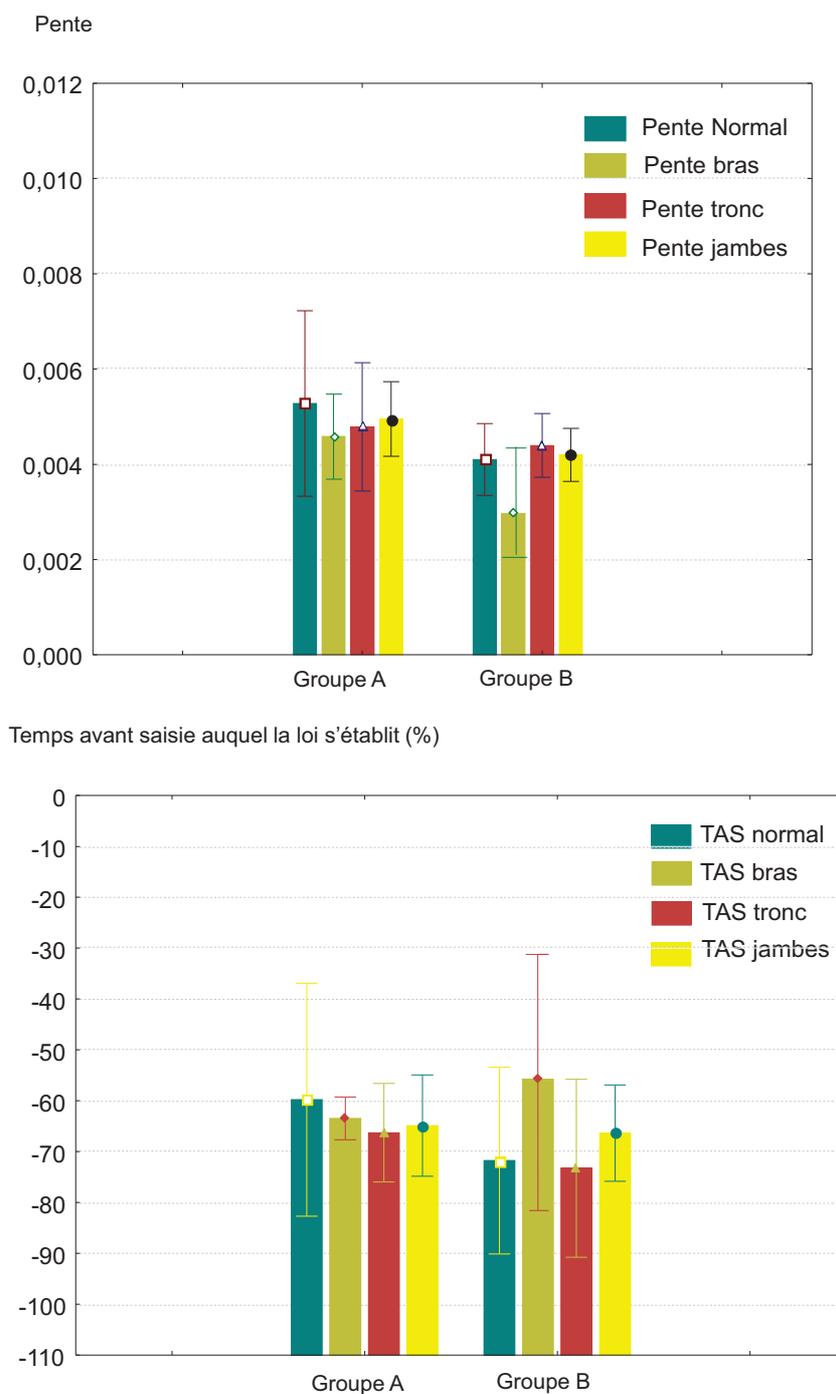
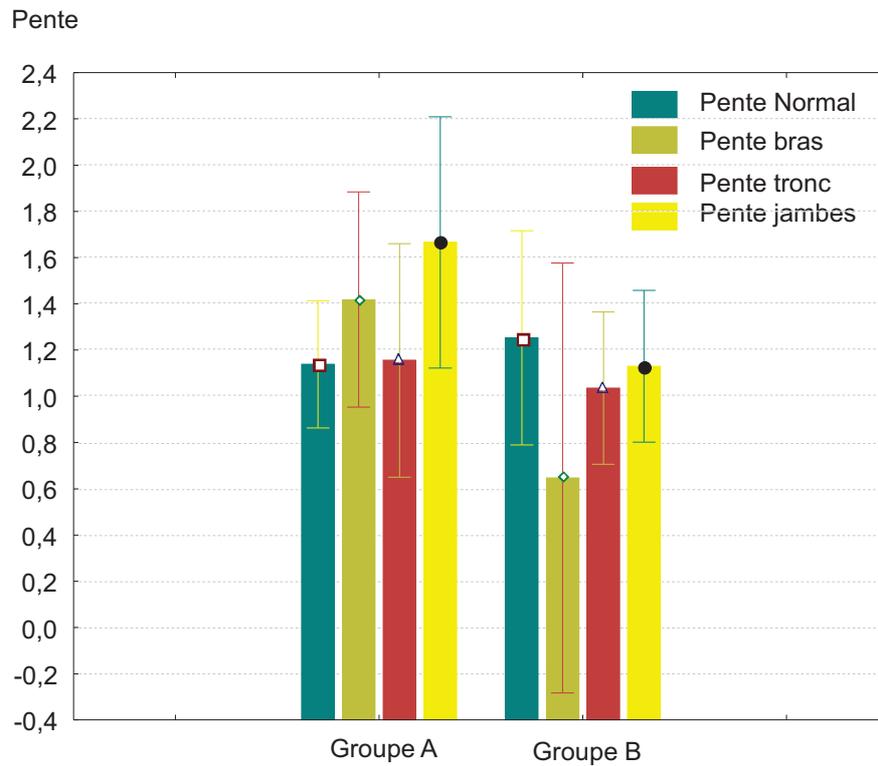


Figure 27 : valeurs de pente et pourcentage du temps avant saisie auquel la relation s'établit pour la loi de contrôle $\tau(\theta)=f(T.A.S.)$, chez les gymnastes du groupe A et du groupe B.



Temps avant saisie auquel la loi s'établit (%)

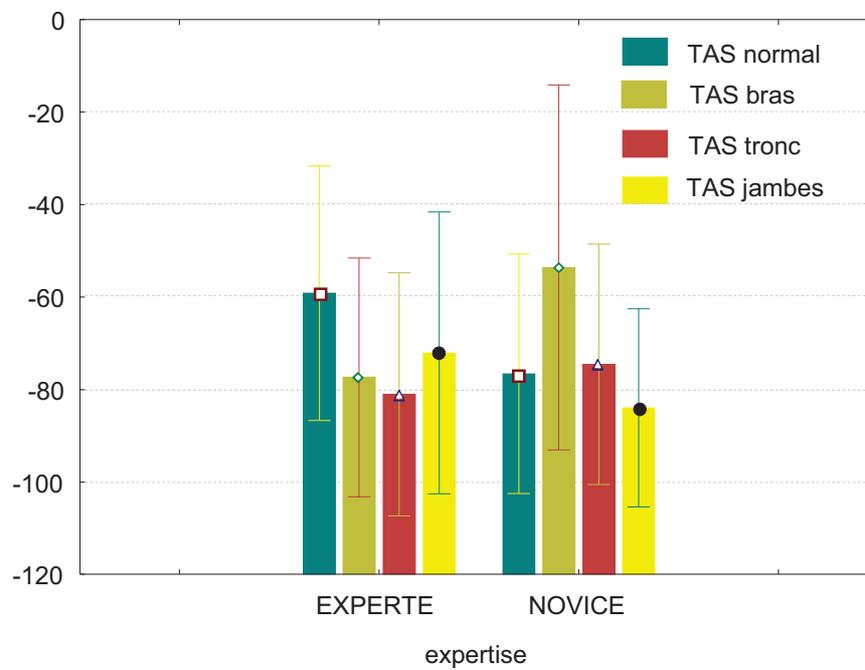


Figure 28 : valeurs de pente et pourcentage du temps avant saisie auquel la relation s'établit pour la loi de contrôle $\tau(D)-\tau(\theta)$, chez les gymnastes du groupe A et du groupe B.

5. EFFETS DE PERTURBATIONS DE NATURE VISUELLE SUR LES LOIS DE CONTROLE

Nous avons introduit un second type de perturbation afin d'identifier l'influence des informations visuelles sur le contrôle du PBTV. L'hypothèse testée, le protocole ainsi que les résultats sont décrits ci-dessous.

5.1. Hypothèse

Nous faisons l'hypothèse que si le contrôle du PBTV est de nature visuelle, supprimer la vue devrait entraîner une dégradation ou une absence des lois de contrôle du mouvement.

5.2. Protocole :

Une cinquième condition expérimentale a été présentée aux sujets lors du protocole détaillé en section méthode du premier chapitre. Celle-ci consistait à réaliser 5 essais avec les yeux bandés par un masque (Figure 29). Pour des raisons de sécurité, un manchon en mousse était scratché autour de la barre supérieure et la consigne pour les gymnastes était de toucher le manchon. Ceci permettait d'éviter que les mains des gymnastes heurtent éventuellement la barre supérieure.



Figure 29 : Masques utilisés pour la condition yeux fermés

5.3. Résultats

Pour chacune des lois de contrôle, des tests pour échantillons indépendants (T de Student ou U de Mann-Withney selon la normalité de la distribution) ont permis de comparer les deux groupes sur la condition yeux fermés. Des tests pour échantillons appariés (T de Student ou Wilcoxon, selon la normalité de la distribution) ont permis de comparer chacun des deux groupes sur les deux modalités : condition normale *versus* condition yeux fermés. Les variables dépendantes prises en compte correspondaient aux valeurs moyennes, pour chaque sujet, de la pente des relations linéaires correspondant aux deux lois de contrôle, ainsi que des pourcentages de temps avant saisie auxquels les lois de contrôle s'établissent.

Il n'y a pas de différences significatives, pour les deux lois de contrôle, ni pour les valeurs de pente ni pour les pourcentages du temps avant saisie auxquels les lois de contrôle s'établissent, entre le groupe A et le groupe B en condition yeux fermés, ni entre la condition normale et la condition yeux fermés chez le groupe A, ni entre la condition normale et la condition yeux fermés chez le groupe B (Figure 30).

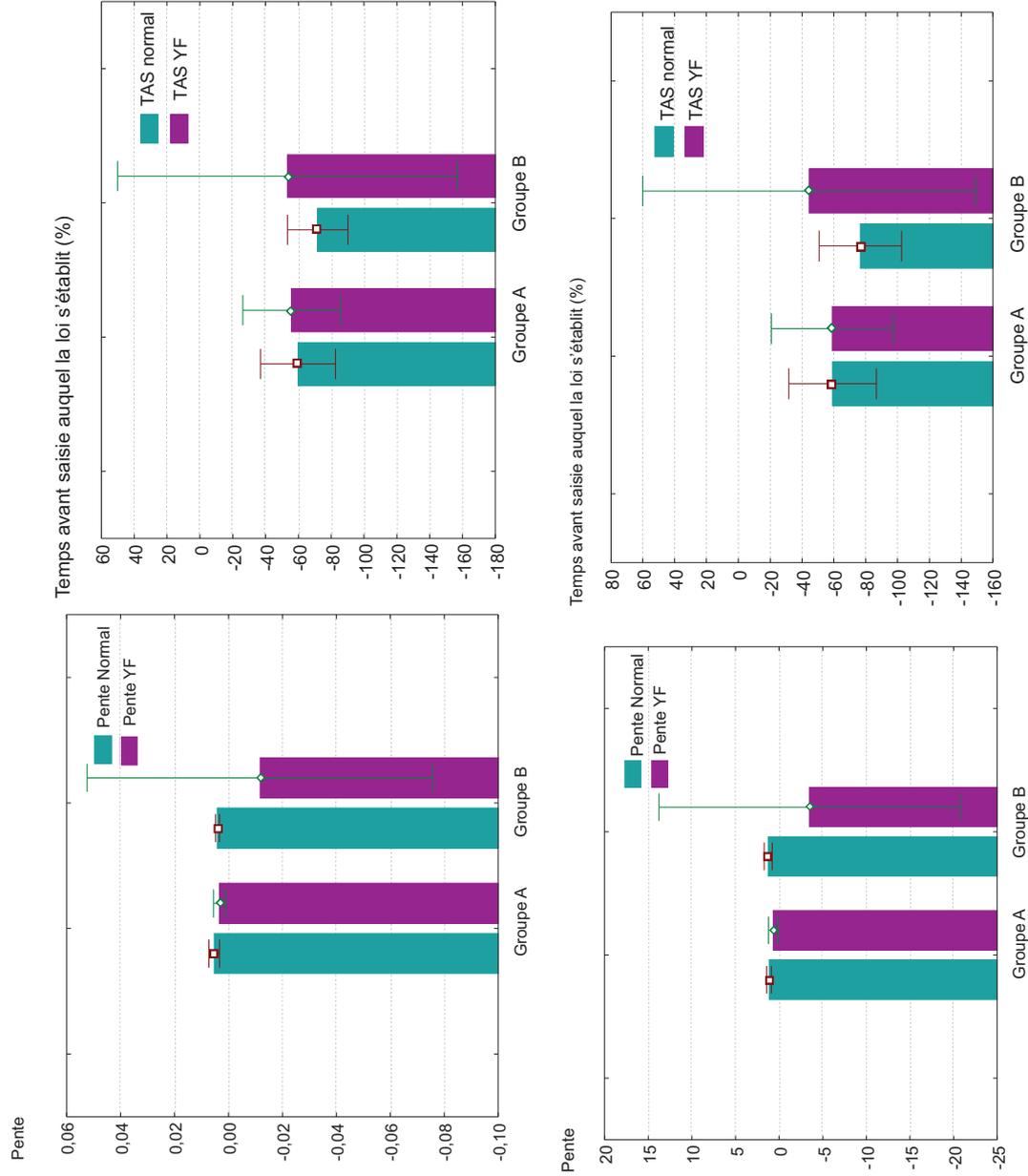


Figure 30 : valeurs de pente et pourcentage du temps avant saisie auquel la relation s'établit pour les deux lois de contrôle, chez les gymnastes du groupe A et du groupe B (conditions normale et yeux fermés)

6. DISCUSSION

L'objet de l'expérimentation de cette seconde partie était d'identifier les lois de contrôle de nature extrinsèque mises en jeu lors de la phase aérienne du pieds-barre temps de ventre, pour contrôler tout à la fois la rotation du tronc et le déplacement des mains vers la barre supérieure. Il s'agissait également de tester la robustesse de ces lois par le biais de perturbations inertielles et visuelles.

Les résultats expérimentaux indiquent que le PBTV aux barres asymétriques met en jeu différents couplages entre indices perceptivo-moteurs. Un couplage entre le temps restant avant saisie et la fonction τ de l'intervalle θ , correspondant à la différence à chaque instant entre l'angle tronc-horizontale courant et l'angle tronc-horizontale moyen à la saisie sur l'ensemble des essais du sujet s'établit en moyenne après 40,51% du temps total de mouvement chez les gymnastes du groupe A, après 33,59% chez les gymnastes du groupe B. Un couplage entre les fonctions τ des intervalles de distance et d'orientation du tronc s'établit en moyenne après 51,62% du temps total de mouvement chez les gymnastes du groupe A, après 31,36% chez les gymnastes du groupe B.

6.1. Le guidage du PBTV :

6.1.1. Le type de collision mis en jeu

Les résultats mettent en évidence qu'indépendamment de leur niveau d'expertise, les gymnastes contrôlent, pendant la phase d'envol, l'orientation de leur tronc de façon à ce que la fonction τ de l'intervalle θ converge linéairement vers zéro au contact avec la barre supérieure, avec une pente égale à 0,5. Autrement dit, la dérivée en fonction du temps du τ angulaire est maintenue constante à une valeur égale à 0,5 à l'approche de la saisie. D'après les travaux de Lee (Lee, Young et Rewt, 1992 ; Lee, Davies, Green et Van der Weel, 1993), une telle valeur de pente a comme effet un arrêt sur la cible avec un freinage constant. Il ne s'agit donc pas du même type de procédure que celle utilisée par des trampolinistes réalisant le salto avant (Lee et al, 1992). En effet, la valeur de pente est alors comprise entre 0,5 et 1, ce qui traduit une procédure de collision contrôlée avec un freinage qui s'intensifie à l'approche de la cible.

Dans la mesure où le salto avant et le pieds-barre temps de ventre impliquent tous deux une rotation vers l'avant (qui est totale en salto, partielle pour le PBTV), il peut paraître étonnant que les procédures de contrôle utilisées soient différentes. Comment expliquer une telle différence ? Le fait qu'un salto avant au trampoline nécessite un contrôle de la collision avec la verticale des appuis pédestres pour équilibrer la réception qui peut être « dure » (Kim, Turvey et Carello, 1992 parlent de « *hard collision* » pour $\dot{\tau}(x) > 0,5$ et de « *soft collision* » pour $\dot{\tau}(x) \leq 0,5$) où la rotation vers l'avant est de plus en plus ralentie (jusqu'à une décélération maximale maintenue constante) au fur et à mesure que les pieds des trampolinistes approchent la toile peut s'expliquer par les contraintes de la tâche. En effet, même si le but pour le pratiquant est de s'arrêter sur la verticale pour contrôler sa réception, il

ne s'agit pas strictement d'une procédure d'arrêt sur la cible car un rebond postérieur à la pose de pieds est toléré étant donné la difficulté à « piler » les réceptions au trampoline. De plus, après la pose des pieds le gymnaste dispose encore d'une possibilité d'ajustement pour atteindre sa cible (la verticale) grâce à une flexion des genoux et à une flexion dorsale de la cheville. De plus, Lee et al (1992) indiquent que si la valeur de $\dot{\tau}(x)$ est supérieure à 0,5, c'est parce qu'il serait impossible de s'arrêter sur la verticale en étant encore en phase d'envol car le corps possède nécessairement un moment angulaire en salto. Lors d'un PBTV, il s'agit d'une « *soft collision* » (procédure d'arrêt sur la cible) car il n'y a pas d'ajustement possible de l'orientation du tronc juste après le contact des mains avec la barre supérieure. Par ailleurs contrairement à ce qui se passe en salto, le moment angulaire résiduel n'a pas à être absorbé lors du contact car il faut créer un mouvement pendulaire autour de la barre supérieure pour enchaîner.

Bien que Lee et al (1992) n'indiquent pas à quel pourcentage du temps de mouvement la dérivée du τ angulaire devient constante, il semble, d'après les postures associées aux figures que présentent les auteurs que cela se produit sur la phase de « dégroupier » du salto avant, soit la phase de descente de la trajectoire parabolique du centre de gravité du corps, sans doute après 50% du temps de mouvement. Dans notre étude, la dérivée du τ angulaire devient constante plus tôt, après 17,36% du temps de mouvement. Le fait que la dérivée du τ angulaire devienne constante plus tard lors de la réalisation d'un salto avant que lors de la réalisation d'un PBTV peut être dû à l'existence d'une phase aveugle en salto avant. En effet, les informations visuelles sur le temps avant contact avec le sol/l'agrès ne sont disponibles qu'après le passage tête en bas, une fois que l'acrobate reprend le contact visuel avec le trampoline. Cette phase aveugle n'existe pas en PBTV, où la gymnaste reste en contact visuel avec la barre supérieure pendant toute la durée de la phase d'envol et dispose donc d'informations visuelles sur le temps avant saisie pendant toute la durée du mouvement, ce qui expliquerait la plus grande précocité du couplage par rapport au salto avant.

6.1.2. Le contrôle de l'orientation du tronc et du déplacement des mains :

Le couplage des fonctions τ des deux intervalles D et θ semble répondre à la double contrainte de tâche : saisir la barre mais avec une orientation du tronc permettant l'enchaînement après la saisie de la barre supérieure. Conformément aux résultats de Lee, Craig et Grealy (1999) portant sur une tâche où des adultes doivent amener un objet à la bouche, ce couplage de deux intervalles de nature extrinsèque ne s'établit pas dès le début du mouvement. L'information sur τ_D et τ_θ doit en effet être prélevée avant que le couplage s'établisse (Lee et al, 1999).

Ce couplage s'établit plus tôt chez les gymnastes du groupe B que chez les gymnastes du groupe A. Les gymnastes du groupe B ont besoin de plus de temps pour établir ce couplage car si elles sont habituées à gérer l'orientation de leur tronc pendant la réalisation de salti, elles ne sont pas habituées à gérer de façon concomitante un déplacement vers une cible. En effet, seuls les mouvements de lâcher (sur une barre ou pour passer d'une barre à l'autre) auxquels les gymnastes du groupe A mais pas celles du groupe B sont habituées demandent

un tel niveau de précision dans le contrôle d'intervalles de distance avec l'agrès. Lors d'acrobaties avec pose d'appuis sur le sol, sur un trampoline ou sur la table de saut, la gymnaste dispose d'une plus grande marge de manœuvre dans la mesure où la pose d'appuis n'est pas très contrainte spatialement : la zone de réception est large et on peut poser les appuis où on le souhaite sur l'agrès. Lors d'un lâcher – rattraper de barre, à l'inverse, la cible est beaucoup plus étroite car la barre n'est pas très large, et en plus, saisir la cible ne suffit pas pour réussir la tâche, il faut également être en mesure de poursuivre l'enchaînement. Les gymnastes du groupe B sont moins familiarisées à cette double contrainte.

Les gymnastes du groupe B sont habituées tout autant que celles du groupe A à contrôler des rotations (et donc l'orientation de leur tronc) sur la base d'informations provenant des muscles, tendons et articulations lors de la phase d'impulsion d'une acrobatie, elles sont en mesure de prédire le temps disponible pour tourner, ainsi que l'évolution nécessaire de l'orientation du tronc pour gérer leur inertie en fonction du moment angulaire à l'impulsion. Par exemple, sur un salto avant carpé, elles orienteront davantage leur tronc vers l'avant pour diminuer le moment d'inertie transverse et augmenter proportionnellement la vitesse de rotation angulaire si elles se sentent en crise de temps au regard de leur impulsion. A cet égard, il n'est pas surprenant de ne pas constater de différence de temps avant saisie auquel s'établit le contrôle de l'orientation du tronc puisque nos deux groupes ne se différencient pas sur leur capacité à tourner en salto. En revanche, les gymnastes du groupe B sont novices dans les situations de lâcher-rattraper aux agrès, dont la spécificité est de nécessiter un contrôle du déplacement des mains. C'est ce qui peut expliquer leur difficulté à ordonner les deux lois de contrôle (notamment celle relative au contrôle du déplacement des mains, τ_D). Leur difficulté réside dans le fait de gérer leur rotation sur l'intervalle entre les deux barres.

L'occurrence des lois de contrôle par rapport aux différents événements remarquables montre que le déplacement des mains et l'orientation du tronc sont contrôlés avant l'apogée de la trajectoire des mains et avant l'entrée de la barre supérieure dans la sphère de préhension. Ceci indique que le PBTV ne peut se résumer à une simple succession de deux sous-tâches plus simples : une rotation (comme en salto) suivie d'une tâche de préhension. En effet, si la saisie de la barre supérieure s'assimilait à une tâche de préhension simple (tâche où un sujet doit saisir un objet en ne mobilisant que les membres supérieurs, le reste du corps étant fixe), la loi de contrôle relative au déplacement des mains ($\tau_D = f(\tau_\theta)$) se serait établie après l'entrée de la barre supérieure dans la sphère de préhension, ce qui n'est pas le cas. De plus, puisque l'angle θ diminue continuellement pendant la phase d'envol sans qu'apparaisse de plateau qui traduirait une fixation du tronc pendant le mouvement de préhension des bras, les gymnastes ne se retrouvent pas à strictement parler dans une simple tâche de préhension d'objet à la fin du PBTV. Il s'agit bien d'un élément gymnique où les deux tâches, tourner et saisir, sont imbriquées.

Au regard de nos résultats, une perspective d'évolution de l'entraînement pourrait être d'aborder plus tôt dans la formation des gymnastes l'apprentissage des éléments avec lâcher – rattraper pour confronter les jeunes gymnastes à la double problématique du contrôle de leur rotation et du déplacement de leurs mains vers l'agrès. Pour ce faire, le choix des entraîneurs pourrait se porter sur des éléments permettant le passage de la barre supérieure à la barre inférieure, qui, par rapport au PBTV ne posent pas aux gymnastes le problème de lutter contre la gravité pour créer un envol vers le haut, par exemple les éléments répertoriés sous les dénominations 4.202 et 5.202 du code de pointage féminin (Code FIG 2013, Figures 31 et 32).

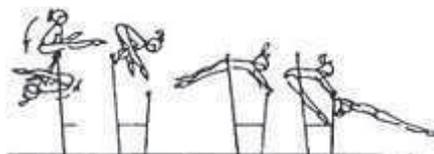


Figure 31 : Elan circulaire libre en arrière (barre supérieure) jambes écartées avec changement de prises à la suspension barre inférieure (4.202 Code F.I.G. 2013).

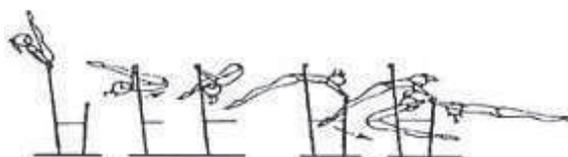


Figure 32 : Appui dorsal (barre supérieure), tour d'appui dorsal en arrière en sautant à la suspension barre inférieure.

6.2. Effets des perturbations

L'un des moyens d'identifier les aspects invariants de solutions perceptivo-motrices adoptées par des sujets réalisant une tâche est d'étudier les patterns de mouvement produits sous différentes contraintes de tâche.

Dans cette perspective, nous avons tenté d'identifier l'effet de perturbations de nature inertielle sur les lois de contrôle mises en jeu dans le PBTV. Les résultats montrent que les lois de contrôle du mouvement mises en jeu par les gymnastes du groupe A et du groupe B ne sont pas affectées différemment par les masses additionnelles. De plus, les masses additionnelles ne perturbent pas les lois de contrôle elles-mêmes (les valeurs de pente des régressions) ni leur timing d'occurrence (en pourcentage de temps avant saisie). Cette robustesse des lois de contrôle indique qu'elles semblent constituer des aspects invariants de la réalisation du pieds-barre temps de ventre. Ceci est renforcé par l'absence de différence entre conditions normale et yeux fermés à la fois pour les gymnastes du groupe A et celles du groupe B, pour les valeurs de pente des régressions et pour le timing d'occurrence des lois.

Néanmoins, les différences qui existaient entre les deux groupes s'estompent en l'absence de la vue, car il n'y a pas de différence entre les gymnastes du groupe A et celles du groupe B pour les valeurs de pente des régressions ni pour le timing d'occurrence des lois.

Les lois de contrôle considérées semblent donc être plus robustes à des perturbations de nature inertielle qu'à des perturbations de nature visuelle. Nos résultats sont conformes à ceux de Lee et al (1992) dans la mesure où pour les différentes lois de contrôle, la vue ne paraît pas être nécessaire pour maintenir constante la dérivée de τ , mais s'avère nécessaire pour établir cette valeur.

L'objectif de cette deuxième partie était d'identifier les lois de contrôle du mouvement mises en jeu dans la réalisation du pieds barre temps de ventre aux barres asymétriques. Le chapitre à venir a pour objet d'envisager comment le mouvement pourrait être optimisé, en utilisant la simulation numérique comme outil, et en introduisant dans la simulation les paramètres biomécaniques identifiés dans la première partie et les lois de contrôle du mouvement mises en évidence dans la deuxième partie.

La simulation et l'optimisation du pieds barre temps de ventre

1 INTRODUCTION

Analyser le mouvement d'athlètes jugés experts dans une discipline sportive contribue à identifier les techniques les plus performantes. Des critères de performance peuvent ainsi être dégagés à partir d'analyses cinématiques et dynamiques d'un même mouvement réalisé par des sujets de niveau distincts, telles que celles présentées dans la première partie de cette thèse de doctorat. Si une telle démarche permet d'identifier que les expertes du groupe A disposent d'un potentiel de balancer plus grand que les gymnastes du groupe B (novices) lors de la saisie de la barre supérieure, elle ne garantit cependant pas que le geste qu'elles adoptent est optimal, notamment en fonction de leurs propres caractéristiques inertielles. La synthèse optimale est une méthode utilisant un modèle de simulation numérique pour déterminer théoriquement le geste qui maximise ou minimise un critère de performance dans le sens mécanique du terme, et tester certaines hypothèses qui ne peuvent pas toujours l'être en pratique, car nécessitant d'isoler l'influence de certains paramètres.

La première partie de ce travail a mis en évidence des différences entre les expertes et novices concernant les conditions au lâcher de la barre inférieure et les conditions à la saisie de la barre supérieure. Les expertes sont en mesure de créer une rotation vers l'avant plus grande, avec une vitesse moyenne de rotation plus importante. Des différences d'ordre technique existent entre les deux groupes quant à la gestion du moment cinétique en phase aérienne par une variation du moment d'inertie normalisé plus importante pour les gymnastes expertes. Il est difficile, en se basant uniquement sur des données expérimentales, de déterminer la contribution à la performance des conditions d'éjection et de la gesticulation en phase aérienne. La simulation apparaît comme un outil permettant d'estimer la contribution à la performance globale de ces deux composantes. Cet outil rend possible la modification ou l'optimisation des conditions au lâcher et de la cinématique de la phase aérienne. Les connaissances issues de la simulation pourraient notamment aider des entraîneurs à décider des qualités physiques et techniques à développer pour l'apprentissage du pieds barre temps de ventre (PBTV).

Cette troisième partie vise à quantifier les gains de performance possibles en générant une solution optimale de mouvement pour les gymnastes de chacun des deux groupes et à déterminer si l'une des lois de contrôle mises en évidence dans le chapitre précédent permette de synthétiser un geste plus réaliste lorsqu'elle contraint le problème d'optimisation. Notre **première hypothèse** est qu'il est possible d'améliorer la performance des deux groupes par une gesticulation optimale en phase aérienne. Notre **deuxième hypothèse** est que si les gymnastes novices ne parviennent pas à réaliser correctement le PBTV, c'est à cause des conditions initiales à l'instant du lâcher plutôt qu'en raison d'une gesticulation inappropriée en phase aérienne. Si cette hypothèse se vérifie, les gymnastes novices ne devraient pas parvenir à réaliser une performance similaire aux expertes en dépit d'une optimisation de leur gesticulation. L'intérêt de l'étude est ici à la fois de hiérarchiser la contribution de deux paramètres techniques à la performance : le positionnement du centre de gravité du corps sur une trajectoire aérienne et la gestion de la rotation pendant la phase aérienne et d'optimiser les techniques mises en jeu par les gymnastes. Concernant les modifications de la gestuelle permettant un gain de performance, une abduction et une flexion de hanches plus importantes

devraient entraîner une diminution plus importante du moment d'inertie transverse et par conséquent une accélération de la rotation du corps vers l'avant. Le temps de vol devrait être plus court pour limiter l'avancement du centre de gravité vers la barre supérieure et ainsi la saisir avec une flexion des bras plus importante. Afin de tenir compte des possibilités humaines de perception et de contrôle des mouvements sportifs dans l'optimisation du PBTv, **notre troisième objectif** est de prendre en compte une loi de contrôle du mouvement identifiée dans notre deuxième chapitre. Nous faisons l'hypothèse que l'introduction de cette loi de contrôle dans la synthèse optimale permet de générer des mouvements plus réalistes.

Dans cette troisième partie sont d'abord présentés les intérêts de la simulation identifiés dans la littérature. Puis la méthode sera découpée en présentation du modèle de simulation, du problème d'optimisation, de la détermination de la solution initiale et des analyses statistiques du mouvement. Les résultats seront ensuite présentés et discutés.

2 REVUE DE LITTERATURE

Nous présenterons dans cette section les éléments de la littérature scientifique sur lesquels nous nous sommes appuyée pour choisir le nombre de degrés de libertés et le type de modèle que nous avons utilisé. Puis nous reviendrons sur les intérêts de la simulation et sur la nécessité d'introduire des lois de contrôle du mouvement dans l'optimisation.

2.1 Les degrés de liberté et la paramétrisation des données d'entrée

La complexité des modèles et le nombre de degrés de liberté (ddl) dépend à la fois de la tâche à réaliser et de la question soulevée par l'étude. Lorsqu'on formule un problème d'optimisation, celui-ci devient mathématiquement plus complexe avec l'augmentation du nombre de ddl tant pour sa résolution que sa formulation pour obtenir des résultats réalistes. Dans la littérature consacrée à la simulation de mouvements gymniques, le nombre de degrés de liberté est souvent restreint : 5 degrés de liberté pour le modèle de gymnaste de Yeadon et Brewin (2003) aux anneaux, 7 pour le modèle de Sheets et Hubbard (2008) aux barres asymétriques, et 12 pour le modèle de Begon, Wieber et Yeadon (2008) en barre fixe. Ce faible nombre de degrés de liberté s'explique par le fait que le mouvement est considéré comme étant symétrique, ce qui rend inutile la prise en compte de degrés de liberté à droite et à gauche pour les membres inférieurs et/ou supérieurs. Seules les analyses de mouvements sportifs tridimensionnels et asymétriques ont utilisé un nombre plus important de degrés de liberté (31 ddl pour l'étude de Begon, Coulloud et Sardain, 2010 sur le pagayage en kayak, 30 ddl pour l'étude de Felis, Mombaur, Kadone et Berthoz, 2012 sur la locomotion). Toutefois à notre connaissance, ces modèles complexes n'ont pas donné lieu à de l'optimisation de performance.

Pour approcher la cinématique réelle lors de simulations pilotées par les angles, certains auteurs utilisent des séries de fonctions quintiques (Wilson, King et Yeadon, 2006 qui s'appuient sur les travaux de Wood et Jennings, 1979), alors que d'autres utilisent des splines quartiques (Bessonnet, Seguin et Sardain, 2005). L'utilisation de séries de fonctions quintiques présente l'inconvénient de générer une cinématique dont les vitesses et accélérations sont nulles au niveau des nœuds, ce qui ne reflète pas forcément la réalité du mouvement humain. Ce problème n'apparaît pas lors de l'utilisation de fonctions quartiques avec raccordement aux sur-accelérations (chaque fonction est dérivable trois fois). Pour notre problème d'optimisation qui est continu, nous avons approximé la cinématique au moyen de splines quartiques de type C^3 .

2.2 Les modèles anthropométriques

Une fois le nombre de ddL déterminé, il convient d'associer des paramètres inertiels segmentaires à chaque segment. On distingue deux grandes catégories de modèles anthropométriques : les modèles proportionnels et les modèles géométriques. Les modèles proportionnels (Winter 1990, Zatsiorsky & Seluyanov 1985, De Leva 1996) utilisent des équations de régression permettant de déterminer les paramètres inertiels segmentaires (masses segmentaires, positions des centres de masses segmentaires, rayon de giration) à partir de différents paramètres mesurés sur le sujet (masse corporelle, longueurs, circonférence, largeur et épaisseur des segments). Par rapport au modèle de Zatsiorsky dont il propose des ajustements, le modèle de De Leva permet de repérer directement les centres de gravité segmentaires à partir des centres articulaires. Il présente par exemple pour la cuisse, l'avantage de considérer un marqueur dont l'extrémité proximale appartient au segment lui-même, ce qui n'est pas le cas dans le modèle de Zatsiorsky. Ceci permet de limiter les variations de la longueur de la cuisse au cours du mouvement, ce qui s'avère important dans l'étude de mouvements gymniques mettant en jeu des flexions et extensions de hanches importantes.

Les modèles géométriques considèrent les corps humain comme une chaîne arborescente de 15 (Hanavan, 1964), 16 (Jensen, 1978), 17 (Hatze, 1979, 1980) volumes poly-articulés. Yeadon (1990) considère quant à lui le tronc en volumes dont la section est un « stadium ». Ce type de modèle permet une meilleure précision et plus d'individualisation notamment dans la détermination des moments d'inertie d'une population spécifique. Toutefois, certains d'entre eux nécessitent la prise en compte d'un grand nombre de paramètres anthropométriques (246 pour le modèle d'Hatze) dont la mesure du périmètre des segments, qui, d'après Challis (1997) est soumise à de nombreuses variations intra-opérateurs et inter-opérateurs. Les modèles géométriques sont alors davantage utilisés pour des expériences incluant un faible nombre de sujets (Sheets & Hubbard, 2008, Yeadon & Brewin, 2003) et les modèles proportionnels dans les études cliniques et les mouvements avec faibles accélérations (Chumanov, Heiderscheit et Thelen, 2007 ; Tanaka, Ross et Nussbaum, 2010).

2.3 Les intérêts de la simulation

Nous décrivons ici les grands principes nous ayant permis de simuler et optimiser le pieds barre temps de ventre aux barres asymétriques. La méthode adoptée pour simuler le PBTV devait répondre à une triple contrainte : prendre en compte les caractéristiques anatomiques du sujet pour générer un mouvement qui soit le plus naturel possible tout en respectant les lois de la mécanique.

Deux méthodes de simulation permettent de répondre à cette problématique (Faure, 1997 ; Multon, 1998) : les simulations conduites par la cinématique ou les simulations conduites par les efforts, articulaires ou musculaires dites sthéniques. Les approches

cinématiques imposent les positions (linéaires et angulaires) de chaque articulation en fonction du temps. Les approches sthéniques ont pour objet d'imposer les forces musculaires ou couples articulaires qui mettent les segments en mouvement. Les méthodes cinématiques sont plus appropriées pour simuler des activités dans lesquelles les efforts ne sont pas une limite, comme les mouvements se déroulant en phase aérienne (Yeadon & King, 2008). Dans ces modèles, les angles articulaires en fonction du temps sont les données d'entrée du modèle, alors que la position et l'orientation globale du corps sont simulées.

2.3.1 Comprendre les facteurs de la performance

La simulation de mouvements sportifs (Yeadon & King, 2008) permet tout d'abord de mieux appréhender la mécanique des techniques sportives, parce qu'elle rend possible l'évaluation de l'efficacité de différentes techniques et l'identification de ce qui produit réellement le mouvement. En effet, si la simple collecte de données cinématiques ou cinétiques peut laisser penser que telle technique particulière mise en jeu par tel sportif est responsable d'un plus haut niveau de performance, la simulation permet de quantifier précisément la contribution d'une variante technique à la performance. Des modèles de simulation pilotés par les angles ont ainsi permis une meilleure compréhension des différentes techniques de vrilles autour de l'axe longitudinal du corps (Yeadon, 1993). L'auteur simule différentes techniques de vrilles : par contre rotation des segments (bras et hanches, Yeadon, 1993) pour une vrille sans quantité de mouvement angulaire initiale selon l'axe longitudinal, ou par mouvements asymétriques des segments (les bras, la poitrine ou les hanches) pour des salti vrillés, corps tendu ou carpé. Il montre que les vrilles par contre rotation ne constituent pas une technique efficace pour réaliser des salti avec plusieurs vrilles, contrairement aux vrilles déclenchées par mouvements asymétriques des segments. Il envisage les segments dont la mobilisation asymétrique s'avère être la plus efficace pour différents types de salti (les bras pour les salti arrières tendus, carpés et les salti avants, la poitrine et les hanches à partir d'une position carpée en salto avant et d'une position arquée en salto arrière).

La simulation de mouvements sportifs peut également être utilisée pour évaluer les contributions respectives à la performance globale des caractéristiques des pratiquants (e.g. qualités de force, de souplesse, etc.), du matériel et de la technique utilisés, ou encore des actions réalisées par les différentes parties du corps. Begon, Colloud et Sardain (2010) ont par exemple envisagé, grâce à la simulation, la contribution du mouvement asymétrique de pédalage des membres inférieurs lors du pagayage en kayak en ligne. Ce mouvement s'est avéré améliorer la performance du modèle de 6%, et réduire de 4% le travail interne par rapport à un mouvement de pagayage bassin fixe. En ce qui concerne la gymnastique, le grand tour arrière aux anneaux est un élément pour lequel des contraintes importantes sont imposées aux épaules, avec des pics d'accélération mesurés à 9 g, et pour lequel les risques de blessure sont par conséquent non négligeables (Brewin, Yeadon et Kerwin, 2000). Les auteurs ont utilisé la simulation pour étudier les contributions de la technique de grand tour et de la souplesse du gymnaste et des anneaux à la diminution de la charge au niveau des épaules. Ils ont montré que c'est principalement la qualité de la technique mise en jeu par le gymnaste qui

permet de minimiser les pics de force à l'épaule. La souplesse du gymnaste et l'élasticité des anneaux entrent en jeu de façon moindre. Au saut de cheval, King et Yeadon (2005) ont modélisé la phase de contact d'un saut par redressement en introduisant dans leur modèle un générateur de couple à l'épaule aligné avec le segment bras et joint au tronc, en considérant l'épaule comme une articulation visco-élastique. Ils ont mis en évidence qu'alors que l'utilisation d'un couple à l'épaule a une faible contribution à la rotation du corps, une cinématique de l'épaule appropriée au contact avec l'agrès est primordiale. La souplesse épaule et le segment main contribuent également à la rotation en vol et influencent fortement la performance. L'influence de la souplesse des pratiquants sur leurs performances a également été étudiée (Begon, Hiley et Yeadon, 2009). Les auteurs ont optimisé des stalder réalisés jambes écartées, en barre fixe, avec un départ et une arrivée à l'appui tendu renversé, et ont analysé les changements de coordination impliqués par une diminution de la souplesse à la hanche. Moins le gymnaste est souple, plus longtemps il doit attendre pour venir en posture carpée puis maintenir cette posture. Cette quantification de la contribution à la performance de la souplesse à la hanche peut permettre aux entraîneurs, dans la pratique, de tenir compte des qualités de souplesse de leurs gymnastes lorsqu'ils enseignent le stalder : un gymnaste manquant de souplesse à la hanche devra être mieux préparé physiquement pour réaliser cet élément, car les pics de moments à l'épaule et à la hanche seront plus importants, et les entraîneurs ont intérêt à améliorer la souplesse de hanches de leurs gymnastes avant d'envisager l'apprentissage du stalder. Ces différentes études montrent les apports possibles de la simulation dans l'identification de la contribution à la performance globale des techniques utilisées ou qualités physiques des pratiquants.

2.3.2 Optimiser la performance

La simulation offre également la possibilité d'optimiser des techniques sportives (grâce aux optimisations dynamiques pilotées par les angles ou par les couples). La technique mise en jeu par un triple sauteur a par exemple pu être optimisée (Allen, King et Yeadon, 2010). Alors que ce sauteur utilisait une technique avec flexion asymétrique des épaules, la technique optimisée a mis en évidence qu'une flexion symétrique d'épaules permet un gain en distance pour chacune des trois phases du saut (+3,3%, +11,1% et +8,2%) et un amortissement au niveau de la jambe d'appui pendant l'impact tout en rehaussant le centre de gravité au décollage. Mais pour être exploitable dans la pratique, tout travail de simulation cherchant à déterminer les caractéristiques d'une technique optimale doit tenir compte des possibilités humaines de perception et de contrôle des mouvements sportifs. Dans cette perspective, différents travaux visent à connaître l'amplitude d'erreurs dans l'enchaînement temporel des actions pour prédire les erreurs de performance ou l'inverse. Hiley et Yeadon (2003) ont cherché à identifier quelle technique de grand tour arrière laissait la plus grande marge d'erreur au gymnaste réalisant une sortie en barre fixe. Pour ce faire ils ont déterminé la fenêtre temporelle autour de la position réelle de lâcher pour laquelle le modèle a des paramètres de lâcher appropriés pour réussir la sortie. Ils ont montré que la technique de grand tour coupé permet une plus grande marge d'erreur que la technique traditionnelle (88-

157 ms versus 73-84 ms). Yeadon et Brewin (2003) ont quant à eux envisagé la sensibilité de la performance lors de grands tours arrières aux anneaux. Ils ont estimé que pour réaliser un grand tour avec un balancer résiduel de 2° comme exigé par le règlement, il faut que les actions à la hanche et à l'épaule (élévation et abduction du bras) s'effectuent dans un délai de 15 ms par rapport à la simulation optimale. Un délai de 30 ms entraîne un balancer résiduel de 7° . De même, le timing des actions à la hanche et à l'épaule a été étudié lors d'un grand tour arrière précédant une sortie triple salto arrière carpé (Hiley & Yeadon, 2008). Avec une perturbation de quelques millisecondes, le modèle ne parvenait plus à répondre aux critères de rotation aérienne et de fenêtre de lâcher suffisantes. Ils ont ainsi mis en évidence la nécessité d'introduire une robustesse aux perturbations du timing dans le processus d'optimisation afin de simuler des sorties triple salto arrière carpé avec des fenêtres de lâcher réalistes (supérieures à 110 ms pour des perturbations de 30 ms). Les mêmes auteurs (Hiley & Yeadon, 2011) ont cherché à introduire des niveaux de variabilité réalistes dans leur optimisation du grand tour arrière précédant un Tkatchev en barre fixe. Une perturbation du timing d'un écart type de 12 ms et une perturbation des angles à la hanche et à l'épaule d'un écart type de $2,3^\circ$ ont engendré à la fois une fenêtre de lâcher moyenne de 34 ms, plus grande que la fenêtre de lâcher constatée sur les essais réels et un taux de réussite plus élevé.

Si la simulation offre la possibilité d'optimiser des techniques sportives existantes, elle permet également de tester la faisabilité de nouveaux éléments.

2.3.3 Tester la faisabilité de nouveaux éléments

La simulation de mouvements sportifs s'avère également intéressante pour identifier si de nouvelles techniques seraient réalisables sans risque au regard des capacités physiques. Les auteurs cherchent ainsi à déterminer les conditions mécaniques à respecter pour produire ces techniques nouvelles. En gymnastique, Čuk, Atiković et Tabaković (2009) ont par exemple calculé certains paramètres biomécaniques qui permettraient une exécution sécuritaire d'un nouvel élément n'existant pas encore, le Tkachev salto en barre fixe, à partir des données réelles d'un Tkachev tendu réalisé par Ivan Ivankov au championnat d'Europe 1994. Après comparaison de leurs données avec celles rapportées par d'autres auteurs (Atikovic, 2006, Kerwin, Irwin et Samuels, 2007), ils concluent que les meilleurs gymnastes, réalisant le Tkachev tendu avec une très grande amplitude, pourraient réaliser le Tkachev salto. Une réalisation sécuritaire supposerait notamment un temps de vol supérieur à 680 ms et une vitesse verticale au lâcher d'au moins 2,77 m/s. La simulation et l'optimisation du Jaeger en barre fixe mettent également en évidence la faisabilité d'une technique nouvelle : le double Jaeger (Heinen et al., 2011). Pour un gymnaste de 1,67 m et 70 kg, le double Jaeger serait réalisable à condition que temps de vol soit d'au moins 930 ms et que le moment cinétique produit soit supérieur à 59 kg.m²/s pour une réalisation corps groupé ou 61 kg.m²/s pour une réalisation corps carpé.

Nous avons envisagé les intérêts de la simulation pour comprendre les facteurs de la performance, optimiser celle-ci et tester la faisabilité de nouveaux éléments. Ces intérêts ne sont valables qu'à la condition que les mouvements simulés soient réalistes, c'est-à-dire correspondent aux possibilités des sujets en terme de réalisations motrices.

2.4 L'optimisation avec contraintes sur des lois de contrôle du mouvement

Plusieurs études (Hiley & Yeadon, 2008 ; Wilson, Yeadon et King, 2007) ont mis en avant la nécessité de simuler des mouvements réalistes. Dans le domaine gymnique, il est important de simuler des mouvements qui non seulement respectent ce que les sujets sont capables de produire d'un point de vue cinématique, mais sont aussi réalistes du point de vue sensori-moteur et robustes aux perturbations (Hiley & Yeadon, 2008). Les auteurs ont ainsi cherché à générer des fenêtres de lâcher réalistes, c'est-à-dire comparables à celles réellement constatées pour un sujet. Ils se sont également intéressés à la prise en compte de la variabilité dans le mouvement (Hiley & Yeadon, 2011). Ces différents travaux attirent notre attention sur la nécessité de ne pas uniquement générer des mouvements optimisés au regard de critères extérieurs au pratiquant (la saisie de la barre supérieure, le respect de contraintes réglementaires, etc...) mais de tenir également compte de la façon dont les gymnastes résolvent un problème de couplage perception-action.

2.5 Synthèse

Grâce aux apports de la biomécanique, entraîneurs et gymnastes peuvent davantage tirer profit de connaissances sur une coordination segmentaire optimale à mettre en œuvre que de connaissances sur l'instant auquel tel ou tel muscle doit être ou non activé. C'est pourquoi nous avons choisi d'appliquer notre problème d'optimisation à un modèle squelettique plutôt que musculaire (e.g. Hashby & Delp, 2005) et de piloter la simulation par les angles. L'intérêt de choisir un modèle squelettique est renforcé par le fait que les modèles musculaires sont difficilement utilisables pour des gestuelles complexes et des mouvements ayant une dynamique importante, comme c'est le cas dans les mouvements sportifs et plus particulièrement du PBTV. Par ailleurs, nous avons opté pour la définition d'un problème d'optimisation dont la technique de résolution est bien adaptée et s'avère robuste dans le cas de systèmes multi-corps à nombre élevé de degrés de liberté et en chaîne ouverte, (Seguin, 2003). Le principal problème posé par les données anthropométriques étant l'adéquation entre les profils de la population qui est à la base de la modélisation et de la population étudiée, notre choix s'est porté sur le modèle proportionnel de De Leva (1996). En effet, la population de référence comporte des jeunes filles sportives.

3 METHODE

Cette partie décrit la méthode pour les différentes étapes du processus d'optimisation. Une première étape à l'optimisation de la performance est la définition d'une chaîne cinématique personnalisable pour toutes les gymnastes et l'estimation leurs paramètres inertiels segmentaires. Une fois l'équation différentielle du mouvement présentée, les données de sortie du modèle sont mises en évidence. Une optimisation dynamique pilotée par la cinématique articulaire a ensuite été réalisée, après définition de différentes contraintes d'optimisation. Puisque nous avons simulé la phase aérienne du PBTv, c'est cette méthode dite pilotée par les angles que nous avons retenue. Nous avons introduit dans ce problème d'optimisation des contraintes relatives à une loi de contrôle du mouvement identifiée au cours de notre deuxième chapitre. Pour finir sont présentées la détermination des solutions initiales et les tests statistiques choisis.

3.1 Définition du modèle de simulation

3.1.1 Chaîne cinématique arborescente et composants du modèle

Pour simuler le mouvement des gymnastes entre les deux barres, un modèle à 14 segments rigides articulés et 13 degrés de liberté (ddl) a été développé (Figure 33). Il est composé de la tête, le tronc, bras, avant-bras, mains, cuisses, jambes et pieds des côtés droit et gauche. Le faible nombre de ddl provient d'une hypothèse simplificatrice de symétrie entre les articulations du côté gauche et du côté droit. De plus, les articulations des genoux, des chevilles, des poignets et de la nuque sont considérées comme fixes, à des valeurs choisies en fonction des données expérimentales et du règlement gymnique qui implique que les genoux et les chevilles soient en extension.

Le tronc, qui est le segment racine, comporte six ddl correspondant aux ddl de sortie, c'est-à-dire aux variables à simuler par intégration des équations de la dynamique. Ces ddl sont les translations médio-latérale (q_1), antéro-postérieure (q_2) et verticale (q_3), ainsi que les rotations transverse (q_4), sagittale (q_5) et longitudinale (q_6). Toutefois comme le mouvement des segments en considéré symétrique en phase aérienne et que les conditions d'éjection se limitent aux vitesses dans le plan sagittal, seuls les ddl q_2 , q_3 et q_4 sont considérées lors des simulations. Les ddl pilotés ou correspondant aux paramètres d'entrée de la simulation sont la flexion de hanche (q_7), l'abduction de hanche (q_8), l'angle d'élévation d'épaule (q_9), le plan d'élévation d'épaule (q_{10}), la rotation externe du bras (q_{11}), la flexion du coude (q_{12}) et la pronation-supination (q_{13}). Quelle que soit l'articulation, la flexion, la rotation latérale et l'abduction sont définies comme étant positives. Les angles de la cuisse correspondent à la séquence de Cardan : flexion-extension, abduction-adduction puis rotation médio-latérale, ceux de l'épaule suivent une séquence d'Euler : plan d'élévation, élévation et rotation alors que pour le coude la flexion précède la prosupination (Tableau 16). Ces séquences limitent les singularités lors de la reconstruction de la cinématique articulaire. Pour la cuisse, la matrice

qui permet de passer du repère j au repère k grâce à laquelle on peut reconstituer la posture et l'orientation à tout instant est donnée par la matrice suivante :

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

$$= \begin{bmatrix} c_\theta c_\phi & -c_\theta s_\phi & s_\theta & P_x \\ c_\phi s_\psi s_\theta + c_\psi s_\phi & c_\psi c_\phi - s_\psi s_\theta s_\phi & -c_\theta s_\psi & P_y \\ -c_\psi c_\phi s_\theta + s_\psi s_\phi & c_\phi s_\psi + c_\psi s_\theta s_\phi & c_\theta c_\psi & P_z \\ \mathbf{0} & \mathbf{0} & \mathbf{0} & 1 \end{bmatrix}$$

où s_θ est le sinus de l'angle θ et c_ψ le cosinus de l'angle ψ .

Il est alors possible d'extraire les angles ψ, θ et ϕ par :

$$\psi = \tan^{-1} \left(-\frac{A_{2,3}}{A_{3,3}} \right), \theta = \sin^{-1} (A_{1,3}) \text{ et } \phi = \tan^{-1} \left(-\frac{A_{1,2}}{A_{1,1}} \right).$$

Lors de la reconstruction, la fonction *atan2* est utilisée pour être sur l'intervalle $[-\pi, \pi]$. Cette séquence présente une singularité pour des valeurs d'abduction de 90° , c_θ étant alors nul. C'est pour cette raison qu'elle n'a pu être utilisée pour l'épaule, la cinématique réelle comportant des passages à 90° d'abduction. Une séquence d'Euler (plan d'élévation, élévation et rotation) a donc été préférée pour cette articulation. Ainsi, pour le bras, la matrice qui permet de passer du repère j au repère k grâce à laquelle on peut reconstituer la posture et l'orientation à tout instant est donnée par la matrice suivante :

$${}^j_k A = \begin{bmatrix} R(Z, \psi) R(X, \theta) R(Z, \phi)_{3 \times 3} & P_{3 \times 1} \\ \mathbf{0}_{1 \times 3} & 1 \end{bmatrix}$$

$$= \begin{bmatrix} c_\phi c_\psi - s_\phi c_\theta s_\psi & -c_\psi s_\phi - s_\psi c_\phi c_\theta & s_\psi s_\theta & P_x \\ s_\psi c_\phi + c_\theta c_\psi s_\phi & -s_\psi s_\phi + c_\theta c_\phi c_\psi & -s_\theta c_\psi & P_y \\ s_\phi s_\theta & s_\theta c_\phi & c_\theta & P_z \\ \mathbf{0} & \mathbf{0} & \mathbf{0} & 1 \end{bmatrix}$$

Il est alors possible d'extraire les angles φ, θ et ψ par :

$$\psi = \tan^{-1} \left(-\frac{A_{1,3}}{A_{2,3}} \right), \theta = \cos^{-1} (A_{3,3}) \text{ et } \phi = \tan^{-1} \left(\frac{A_{3,1}}{A_{3,2}} \right).$$

Cette séquence présente une singularité pour des valeurs de flexion nulles. Les premier et troisième axes sont alors confondus et il y a une perte de ddL. Or, la cinématique réelle ne comporte pas de passage à des valeurs d'élévation d'épaule nulles, c'est-à-dire bras le long du corps.

Afin de pouvoir modéliser la géométrie d'athlètes différents, le modèle générique est paramétré pour chaque sujet en fonction de 11 longueurs segmentaires (Figure 33) que sont : la longueur du tronc de la hanche à l'épaule [p_1], la demi-largeur de bassin soit la moitié de la distance entre les deux hanches [p_2], la longueur de cuisse [p_3], la longueur de jambe [p_4], la longueur du pied [p_5], la demi-largeur d'épaules soit la moitié de la distance entre les deux épaules [p_6], la longueur de bras [p_7], la longueur d'avant-bras [p_8], la longueur de main du poignet à l'extrémité des métacarpiens [p_9], la hauteur de la tête [p_{10}] et la largeur de la tête [p_{11}]. Ces longueurs segmentaires des gymnastes impliquées dans l'étude (Tableaux T.A2 et T.A.3 figurant en annexe) ont été mesurées (voir chapitre 1).

L'origine du repère a été placée au centre de la barre supérieure qui correspond à la position finale des mains. Les axes x, y et z correspondent respectivement aux directions médio-latérale, antéro-postérieure et haut-bas. Les trajectoires de points nécessaires à la représentation graphique du modèle de simulation et à la définition des tâches sont exprimées par rapport à ce repère. On définit ainsi les trajectoires des épaules, des hanches, des coudes, des poignets, des pouces, des métacarpiens, des genoux, des chevilles et des pieds par la fonction de cinématique directe. Le choix des articulations a été guidé par la nécessité de représenter les rotations mises en jeu dans le pieds barre temps de ventre.

Quatorze tâches ont été définies. Dix tâches correspondent aux positions verticale et antéro-postérieure du centre de gravité du corps, du poignet, des métacarpiens, à la position médio-latérale du milieu de la barre supérieure et aux positions verticale, antéro-postérieure et médio-latérale du milieu des mains. Les autres tâches correspondent à l'orientation de la main, à la distance médio-latérale entre la cible et les métacarpiens et enfin la distance dans le plan sagittal entre le milieu des mains et chacune des deux barres. Le calcul de la vitesse instantanée de la tâche X s'effectue grâce à une matrice jacobienne (J), exprimant les relations entre les vitesses articulaires (\dot{q}) et les vitesses des tâches (\dot{x}) : $\dot{x} = J\dot{q}$

La Jacobienne est la matrice des dérivées partielles des j tâches par rapport au i degrés de liberté et correspond à :

$$J = \begin{pmatrix} \frac{\partial x_1}{\partial q_1} & \cdots & \frac{\partial x_1}{\partial q_i} \\ \vdots & \cdots & \vdots \\ \frac{\partial x_j}{\partial q_1} & \cdots & \frac{\partial x_j}{\partial q_i} \end{pmatrix}.$$

Cette matrice est calculée symboliquement et sert pour calculer la vitesse du centre de masse pour les conditions d'éjection, la vitesse de la main et de rotation du corps dans le cadre des contraintes relatives au contrôle moteur.

Tableau 16 : Modèle géométrique de gymnaste. ψ, θ et ϕ correspondent aux trois angles successifs d'une séquence de Cardan ou d'Euler du segment par rapport au segment parent, P_x, P_y, P_z à la translation de son origine. Les paramètres p_1 à p_8 sont les dimensions anthropométriques propres de la gymnaste. Les signes négatifs devant les degrés de liberté (q) ont pour fonction de rendre le mouvement symétrique.

Nom	Solide			Orientation			Position		
	N°	Parent	Séquence d'angles	ψ	θ	ϕ	P_x	P_y	P_z
Tronc	S ₁	S ₀	XYZ	q_4	0	0	0	q_2	q_3
Cuisse droite	S ₂	S ₁	XYZ	q_7	$-q_8$	0	p_2	0	0
Cuisse gauche	S ₅	S ₁	XYZ	q_7	q_8	0	0	0	0
Jambe droite	S ₃	S ₂		0	0	0	0	0	$-p_3$
Jambe gauche	S ₆	S ₅		0	0	0	0	0	$-p_3$
Pied droit	S ₄	S ₃	XYZ	$\pi/6$	0	0	0	0	$-p_4$
Pied gauche	S ₇	S ₆	XYZ	$\pi/6$	0	0	0	0	$-p_4$
Bras droit	S ₈	S ₁	ZXZ	$-q_9$	q_{10}	$-q_{11}$	p_6	0	p_1
Bras gauche	S ₁₁	S ₁	ZXZ	q_9	q_{10}	q_{11}	$-p_6$	0	p_1
Avant-bras droit	S ₉	S ₈	XYZ	q_{12}	0	$-q_{13}$	0	0	$-p_7$
Avant-bras gauche	S ₁₂	S ₁₁	XYZ	q_{12}	0	q_{13}	0	0	$-p_7$
Main droite	S ₁₀	S ₉	XYZ	$-\pi/4$	0	0	0	0	$-p_8$
Main gauche	S ₁₃	S ₁₂	XYZ	$-\pi/4$	0	0	0	0	$-p_8$
Tête	S ₁₄	S ₁		0	0	0	0	0	p_1

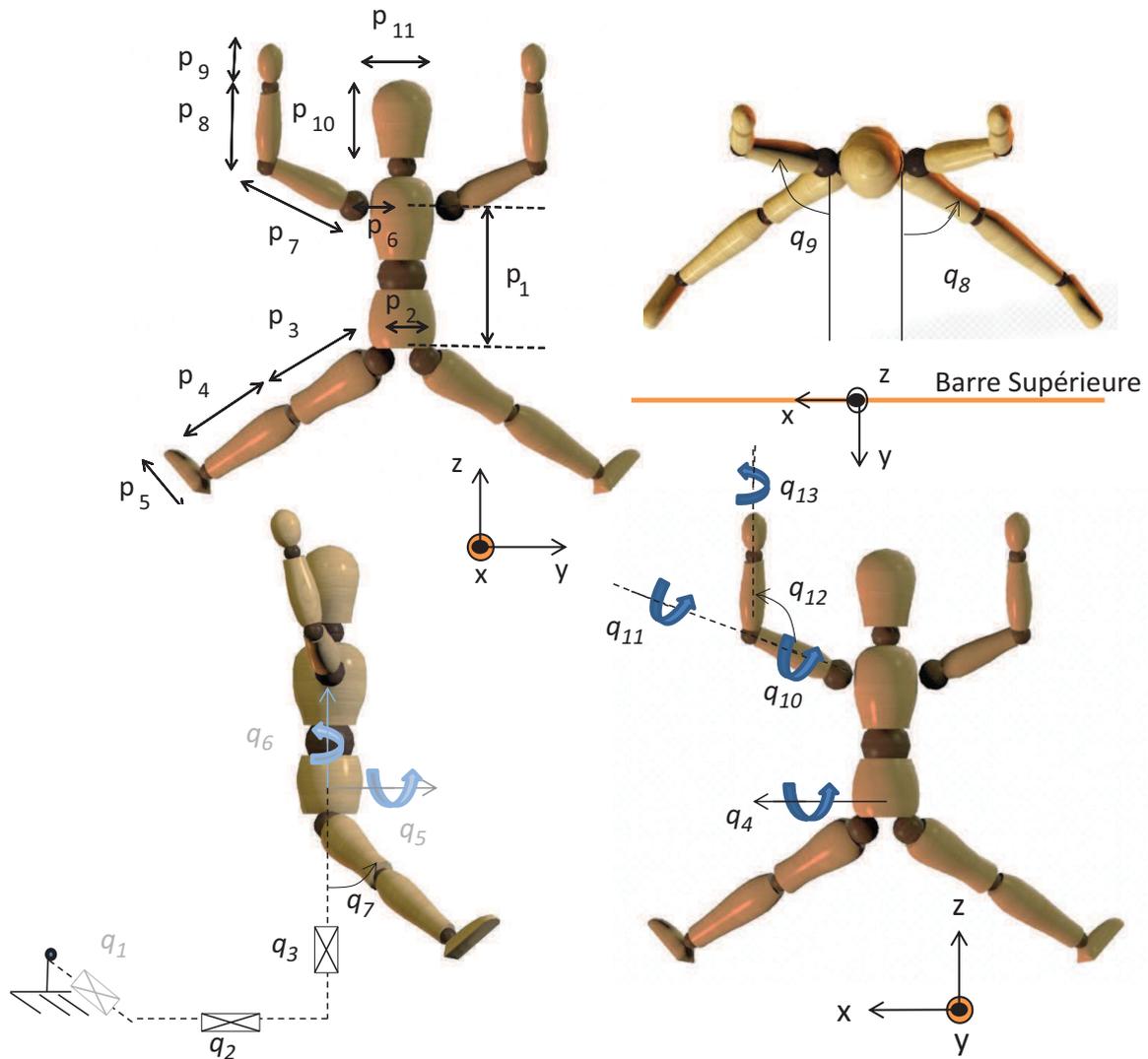


Figure 33 : Paramètres et ddL du modèle (q_1 à q_3 : translation médio-latérale, antéro-postérieure et verticale de la racine, q_4 à q_6 : rotation transverse, sagittale, longitudinale de la racine, q_7 : flexion de hanche, q_8 : abduction de hanche, q_9 : angle d'élevation d'épaule, q_{10} : plan d'élevation d'épaule, q_{11} : rotation externe du bras, q_{12} : flexion du coude, q_{13} : supination).

3.1.2 Le modèle dynamique de gymnaste :

Le modèle dynamique de la gymnaste a été généré avec HuManS¹ (Wieber, Billet, Boissieux et Pissard-Gibollet, 2006), un logiciel en open-source sous licence G.P.L., sous un formalisme Euler-Lagrange de la forme :

$$M(q)\ddot{q} + N(q, \dot{q})\dot{q} = \tau, \quad (1)$$

où q , \dot{q} et \ddot{q} sont les coordonnées généralisées, leurs vitesses et accélérations, $M(q)$ est la matrice d'inertie, $N(q, \dot{q})$ regroupe les effets non-linéaires (forces de Coriolis, forces centrifuges et effets de la gravité) et τ représente les couples articulaires. Cette équation n'est pas itérative et présente l'avantage de calculer la dynamique du mouvement en une opération, contrairement aux équations de Newton Euler pour un système de corps libres.

En dissociant les coordonnées généralisées sous la forme $q = [\mathbf{q1} \ \mathbf{q2}]$, $\mathbf{q1} = q_{2..4}$ correspondant à la cinématique du tronc qui doit être simulée en intégrant l'équation différentielle du mouvement et $\mathbf{q2} = q_{7..13}$ correspondant à la cinématique des membres inférieurs et supérieurs qui sont les données d'entrée du modèle de simulation, l'équation précédente peut s'écrire sous la forme suivante (Begon et al, 2010) :

$$\begin{pmatrix} M_{1,1} & M_{1,2} \\ M_{2,1} & M_{2,2} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \ddot{\mathbf{q1}} \\ \ddot{\mathbf{q2}} \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} N_1 \\ N_2 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \mathbf{0} \\ \tau_2 \end{pmatrix}.$$

La partie supérieure de l'équation 2 peut s'écrire :

$$M_{1,1} \ddot{\mathbf{q1}} + M_{1,2} \ddot{\mathbf{q2}} + N_1 = \mathbf{0}. \quad (2)$$

A l'instant t , l'état du système est connu $([\mathbf{q1}, \mathbf{q2}]^T, [\dot{\mathbf{q1}}, \dot{\mathbf{q2}}]^T)$ et la cinématique articulaire $(\mathbf{q2}, \dot{\mathbf{q2}}, \ddot{\mathbf{q2}})$ articulaires de la hanche, de l'épaule et du coude sont les données d'entrée du modèle mathématique. Seul $\ddot{\mathbf{q1}}$ est inconnu.

3.1.3 La simulation

D'après l'équation 2, l'accélération généralisée du segment racine (le tronc) est donnée par l'équation suivante :

$$\ddot{\mathbf{q1}} = -M_{1,1}^{-1} (M_{1,2} \ddot{\mathbf{q2}} + N_1). \quad (3)$$

Cette équation différentielle du mouvement est intégrée au moyen d'un algorithme Runge-Kutta d'ordre 4-5 à partir de l'état initial. L'instant final du mouvement est déterminé comme l'instant où le centre de gravité du corps touche le sol. Il est calculé au préalable à partir de l'état initial (au lâcher) grâce à l'équation du mouvement en phase aérienne. En utilisant une fonction d'événement dans le solveur, l'intégration s'arrête également lorsque le poignet

¹ **Humanoid Motion Analysis and Simulation**, simulateur par gestion d'événements développé par l'INRIA

passé en avant du plan vertical de la barre supérieure. Dans ce cas, il devient impossible de trouver une solution avec reprise de la barre.

Les données de sortie du modèle de simulation sont la saisie ou la chute, le bras de levier du moment du poids de corps de la gymnaste par rapport à la barre supérieure à l'instant de la saisie, le cas échéant, et la modification du moment d'inertie. Le bras de levier du moment du poids de corps de la gymnaste par rapport à la barre supérieure à l'instant de la saisie constitue un critère de performance. Pour des conditions initiales au lâcher de la barre inférieure données (angles et vitesses articulaires), le modèle de simulation permet donc de faire varier la cinématique des membres inférieurs et supérieurs pour identifier les effets sur la rotation et le déplacement du tronc et la modification de la performance.

3.2 L'optimisation paramétrique

Nous présentons dans ce document des techniques utilisées pour résoudre des problèmes d'optimisation paramétrique. Concrètement, il s'agit de trouver un ensemble réduit de paramètres optimaux qui sont soumis à un certain nombre de contraintes. Nous utilisons le qualificatif réduit pour distinguer les problèmes étudiés des problèmes de commandes ou trajectoires optimales qui recherchent un ensemble infini (ou très grand) de paramètres qui sont les composantes de tous les points des trajectoires recherchées, bien que par discrétisation du temps, on peut ramener la résolution des problèmes de trajectoires optimales à de l'optimisation paramétrique en très grande dimension.

3.2.1 La maximisation de la performance

Les cinématiques articulaires de la hanche, de l'épaule et du coude sont optimisées pour maximiser le bras de levier du moment du poids de corps de la gymnaste à l'instant du rattrapé pour pouvoir créer un balancer. Ce paramètre est dans le cas d'un modèle planaire la distance horizontale entre le centre de masse et la barre supérieure. Il doit être minimisé tout en respectant des conditions de saisie de la barre supérieure.

Ce problème d'optimisation est ensuite transformé en problème d'optimisation paramétrique (Betts, 2001, Hull, 1997). Les variables à optimiser font l'objet d'une approximation en utilisant une série de paramètres discrets. Le critère à minimiser est exprimé en fonction de ces paramètres.

3.2.2 La paramétrisation de la cinématique articulaire

Les paramètres à optimiser sont les valeurs de \mathbf{q}_1 aux nœuds et sont assemblés dans la série de vecteurs X^i défini de la sorte :

$$i \leq n, X^i = (x_1^i, \dots, x_{N+3}^i) = (q_i(t_j), \dots, q_i(T), \dot{q}_i(T))^T$$

Les positions et vitesses initiales ($q_i(0), \dot{q}_i(0)$) sont maintenues constantes. Ce sont les valeurs réelles issues des mesures. Le vecteur fait l'objet d'une approximation par la fonction ϕ par des fonctions *splines* avec des nœuds à intervalles réguliers (Figure 34). N étant un nombre d'intervalles de longueur égale, une série d'intervalles interconnectés est défini sur $[0, T]$ telle que : $\{t_1(=0), \dots, t_j, \dots, t_{N+1}(=T)\}, t_{j+1} - t_j = T / N$. Pour chaque coordonnée généralisée q_i sur chaque intervalle $I_j = [t_j, t_{j+1}]$, un polynôme d'ordre 4 est défini :

$$j \leq N \left\{ \begin{array}{l} t \in I_j, \tau = \frac{t - t_j}{t_{j+1} - t_j}, \\ q_i(t) \approx P_{ij}(C_{ij}, \tau) = c_{ij0} + c_{ij1}\tau + c_{ij2}\tau^2 + c_{ij3}\tau^3 + c_{ij4}\tau^4 \end{array} \right\},$$

où C_{ij} est le vecteur d'ordre 5 des coefficients : $C_{ij} = (c_{ij0}, c_{ij1}, c_{ij2}, c_{ij3}, c_{ij4})^T$. Les polynômes P_{ij} sont reliés les uns aux autres par leurs dérivées 3èmes. Le fait d'utiliser des splines quartiques de type C^3 permet d'éviter des variations importantes des couples actionneurs au niveau des nœuds (Bessonnet, Seguin et Sardain, 2005).

Nous avons défini les butées de chaque degré de liberté sur la base des valeurs minimales et maximales réelles atteintes (Tableau 17).

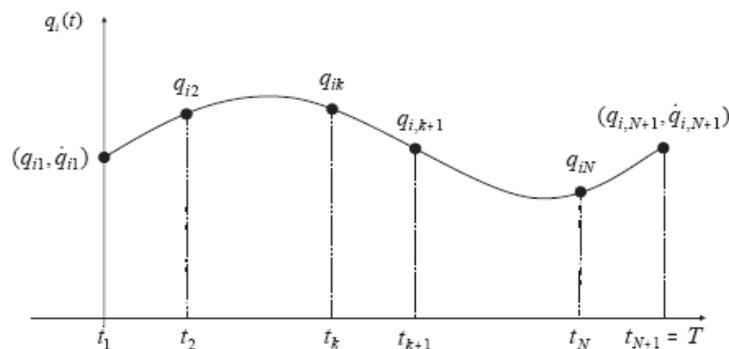


Figure 34 : Les valeurs aux nœuds choisies comme variables d'optimisation (Seguin, 2003)

Tableau 17 : Butées articulaires du modèle pour les 13 degrés de liberté ²

ddl	q ₁	q ₂	q ₃	q ₄	q ₅	q ₆	q ₇	q ₈	q ₉	q ₁₀	q ₁₁	q ₁₂	q ₁₃
Unité	m	m	m	°	°	°	°	°	°	°	°	°	°
Min	-2	-2	-2	-160	-160	-160	-23	-0,2	-11	0	-131	-11	-183
Max	2	2	2	160	160	160	154	1,6	143	200	86	126	-45

² q₁ à q₃ : translation médio-latérale, antéro-postérieure et verticale de la racine, q₄ à q₆ : rotation transverse, sagittale, longitudinale de la racine, q₇ : flexion de hanche, q₈ : abduction de hanche, q₉ : angle d'élévation d'épaule, q₁₀ : plan d'élévation d'épaule, q₁₁ : rotation externe du bras, q₁₂ : flexion du coude, q₁₃ : supination.

3.2.3 Les conditions du rattrapé

Nous avons choisi de déterminer le temps final de la simulation par l'instant où le centre de gravité du modèle de gymnaste touche le sol. Déterminer le temps final de la simulation par l'instant où le centre de gravité du modèle de gymnaste franchit le plan de la barre supérieure aurait été envisageable, mais cela ne conviendrait pas pour simuler tous les essais car sur certains essais où la barre n'est pas saisie, le centre de gravité de la gymnaste ne franchit pas la verticale de la barre supérieure. Déterminer le temps final de la simulation par l'instant où le centre de gravité du modèle de gymnaste touche le sol entraîne une durée de simulation plus importante, et les derniers nœuds interviennent alors qu'il n'y a plus de données de cinématiques réelles, mais ce choix pourra s'avérer utile par exemple pour simuler différentes solutions de réchappe sur des chutes lors de la réalisation du mouvement pour répondre à d'autres questions qui feront suite à cette thèse.

Afin de s'assurer que les solutions optimales correspondent bien à des situations où la tâche est réussie, différentes contraintes ont été introduites dans l'optimisation, grâce à la fonction « fmincon » de MATLAB® (fonction d'optimisation non linéaire avec contraintes non linéaires) et aux tâches préalablement définies. L'algorithme d'optimisation utilisé est l'algorithme SQP. Celui-ci prend chaque pas d'itération dans la région contrainte par des limites. Les pas de différence finie respectent aussi les limites, celles-ci n'étant pas strictes. Si cet algorithme n'est pas le plus robuste, il présente des avantages en terme de rapidité de calcul.

Un premier ensemble de conditions sur l'instant de rattrapé vise à assurer une saisie réaliste de la barre supérieure (Figure 35). Une saisie réussie est définie des contraintes sur l'orientation et la position de la paume des mains. Les coordonnées dans le plan sagittal (y et z) du poignet sont négatives, ce qui traduit une position du poignet en arrière et en dessous de la barre supérieure. Les coordonnées dans le plan sagittal (y et z) des métacarpiens sont positives, ce qui traduit une position des métacarpiens au-dessus et en avant de la barre supérieure. Ces contraintes sont de type égalité non linéaire. Une troisième contrainte inégalité non linéaire est que l'angle entre l'axe médio-latéral de la main et l'axe de la barre supérieure est inférieur à 40° . Enfin, la dernière contrainte inégalité non linéaire est que la distance entre les deux mains à la saisie est comprise entre 20 et 60 cm, ce qui, au regard des caractéristiques anthropométriques des gymnastes de l'étude garantit une saisie de barre avec un écartement des mains supérieur à 50% et inférieur à 120% de la largeur d'épaules. Les deux premières contraintes ont pour fonction de garantir qu'à l'instant du contact entre les mains et la barre supérieure, celles-ci se trouvent dans une position permettant de crocheter la barre pour s'y suspendre. La troisième contrainte permet d'éviter des solutions irréalistes, avec des saisies de la barre supérieure en abduction ou adduction exagérée du poignet. Enfin, la quatrième contrainte permet d'éviter une saisie de la barre supérieure avec un écart de mains trop faible ou trop important qui rendrait irréalisable la bascule faciale à la suite du PBTV, ou encore des solutions où les bras se croiseraient.

Lors des simulations à partir des données réelles, la position de la main à l'instant du rattrapé n'est pas exactement celle de la barre supérieure. En effet le modèle géométrique et inertiel n'est qu'une approximation de la réalité. L'erreur de translation a été corrigée en ajustant la position du corps à l'instant initial.

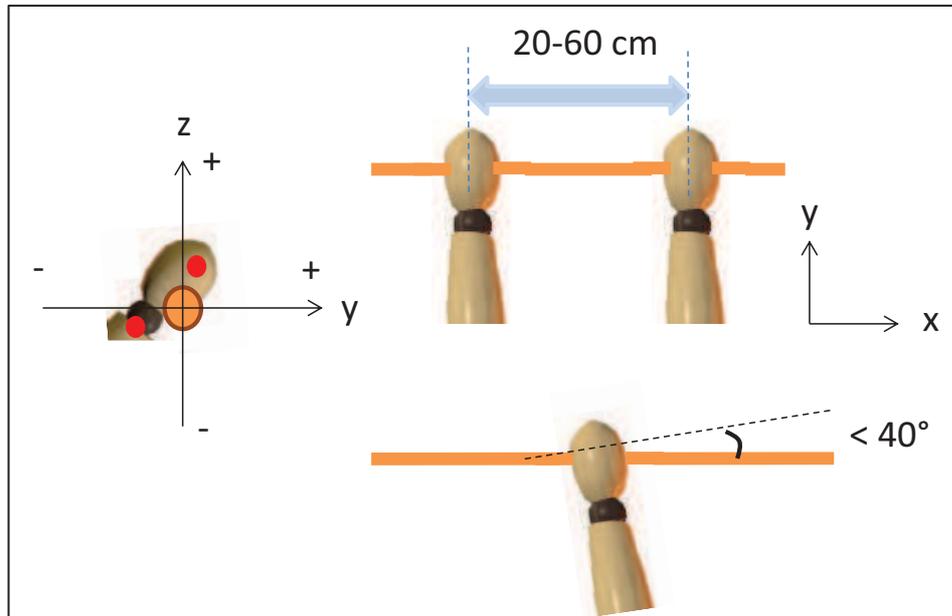


Figure 35 : Illustration des contraintes sur le rattrapé

Notre problème d'optimisation peut donc s'écrire :

$$\begin{cases} \min_X f(X, \mathbf{q}(t_0), \dot{\mathbf{q}}(t_0), t_r) \\ X_{\min} < X < X_{\max} \\ \ddot{\mathbf{q}}\mathbf{1} = -M_{1,1}^{-1} (M_{1,2} \ddot{\mathbf{q}}\mathbf{2} + N_1) \\ t_r = g(X, \mathbf{q}(t_0), \dot{\mathbf{q}}(t_0)) \\ h(X, t_r) < 0 \end{cases} \quad (4)$$

où X sont les paramètres à optimiser tels que définis en section 3.2.2. La fonction à minimiser, f est ponctuelle et correspond à la distance du centre de masse à la barre à l'instant du rattrapé, t_r . Cet instant est obtenu à partir de la fonction d'événement lors de l'intégration de l'équation du mouvement. Il est déterminé comme le franchissement du plan vertical de la barre supérieure par le milieu de la main. Cette position est déterminée par le modèle cinématique direct. X_{\min} et X_{\max} correspondent aux butées mises sur les nœuds afin de respecter des amplitudes articulaires. Ceci ne garantit toutefois pas le respect des butées entre les nœuds. Enfin, $h(X, t_r)$ rassemble les contraintes inégalités sur la reprise de la barre qui dérivent également du modèle cinématique direct.

3.2.4 Les contraintes sur la variation du moment d'inertie et la loi de contrôle moteur

En parallèle des conditions finales de rattrapé, une contrainte a été introduite dans le but de garantir une variation réaliste du moment d'inertie global transverse pendant la phase d'envol du PBTV. Ainsi, la variation maximale autorisée correspond à la variation moyenne constatée pour les gymnastes expertes (44%) ou novices (30%). Cette contrainte permet notamment d'éviter des saisies de la barre supérieure avec une flexion de hanche trop importante, incompatible avec l'enchaînement d'une bascule faciale après le PBTV. Afin de tenir compte de la taille de chaque gymnaste pour la comparaison des groupes, le moment d'inertie transverse au centre de gravité (I) a préalablement été normalisé (I_N) en fonction de la valeur du moment d'inertie en position anatomique de référence (I_0) : $I_N = \frac{I}{I_0}$

Notre problème d'optimisation avec contraintes sur la variation du moment d'inertie peut s'écrire :

$$\begin{cases} \min_X f(X, \mathbf{q}(t_0), \dot{\mathbf{q}}(t_0), t_r) \\ X_{\min} < X < X_{\max} \\ \ddot{\mathbf{q}}\mathbf{1} = -M_{1,1}^{-1} (M_{1,2} \ddot{\mathbf{q}}\mathbf{2} + N_1) \\ t_r = g(X, \mathbf{q}(t_0), \dot{\mathbf{q}}(t_0)) \\ l(X) < 0 \end{cases} \quad (5)$$

où $l(X)$ rassemble les contraintes inégalités sur la variation du moment d'inertie, qui sont réparties entre t_0 et t_r .

Un troisième type d'optimisation a été mené afin de tester notre deuxième hypothèse relative à la mise en jeu de la loi de contrôle du mouvement identifiée dans le chapitre 2. Des contraintes introduisant la loi de contrôle moteur ont été générées. Celles-ci consistent à établir la dérivée de la fonction τ de l'intervalle correspondant à l'angle θ tel que défini au chapitre 2 comme étant constante, sa variation devant être nulle.

Notre problème d'optimisation avec contraintes sur τ peut s'écrire :

$$\begin{cases} \min_X f(X, \mathbf{q}(t_0), \dot{\mathbf{q}}(t_0), t_r) \\ X_{\min} < X < X_{\max} \\ \ddot{\mathbf{q}}\mathbf{1} = -M_{1,1}^{-1} (M_{1,2} \ddot{\mathbf{q}}\mathbf{2} + N_1) \\ t_r = g(X, \mathbf{q}(t_0), \dot{\mathbf{q}}(t_0)) \\ n(X, \mathbf{q}(t_0), \dot{\mathbf{q}}(t_0), t_0) < 0 \end{cases} \quad (7)$$

où $n(X, \mathbf{q}(t_0), \dot{\mathbf{q}}(t_0), t_0)$ rassemble les contraintes inégalités sur la variation de la dérivée de tau θ , qui sont réparties entre t_0 et t_f .

3.3 La détermination des solutions initiales

3.3.1 La définition des repères locaux anatomiques

Le recueil de données expérimentales comme préalable à la simulation a permis de prendre en compte une gamme réaliste de conditions initiales (vitesses et positions du centre de gravité du corps) au lâcher de la barre inférieure pour chaque gymnaste et l'évaluation de la pertinence du modèle par comparaison des données du modèle avec les données expérimentales.

Le placement des différents marqueurs anatomiques (voir chapitre 1) ne permettait pas une représentation exacte du plan frontal des segments. C'est pourquoi il a fallu introduire des matrices de correction de l'orientation des référentiels segmentaires ${}^T R_A$ pour passer du repère technique segmentaire ${}^0 R_T$ à un repère anatomique ${}^0 R_A$, c'est-à-dire qui puisse s'interpréter selon des mouvements anatomiques (eg flexion, abduction, rotation) après extraction des angles de Cardan ou d'Euler. Celles-ci ont été introduites avant de calculer les cinématiques articulaires des hanches, épaules et coudes, qui sont les commandes de la simulation, ainsi que la cinématique linéaire et angulaire du tronc. Ces corrections sont issues de la capture d'un essai statique en position anatomique, pieds parallèles et coudes pliés à 90°.

Pour le membre inférieur, l'axe de flexion des hanches en position anatomique est colinéaire avec l'axe passant par les deux trochanters. L'axe sagittal corrigé, orthogonal à l'axe de flexion de la hanche et à l'axe longitudinal de la cuisse a donc pu être reconstruit à partir de ces deux axes. Pour le membre supérieur, étant donné que le coude ne possède qu'un degré de liberté en rotation, la flexion, le plan défini par les axes longitudinaux du bras et de l'avant-bras décrit le plan sagittal du membre supérieur. Les axes transverses du bras et de l'avant-bras, qui sont orthogonaux à ce plan, ont pu être reconstruits par produit vectoriel pour ces deux segments. Pour chacun des membres, la matrice de correction ${}^T R_A = ({}^0 R_T)^{-1} {}^0 R_A$ calculée à partir de l'essai statique a été appliquée aux données afin d'exprimer les cinématiques articulaires en terme de flexions, abductions et rotations, conformément aux standards de l'ISB (Wu et al, 2002, 2005)

La cinématique des membres supérieurs et inférieurs droits et gauches a été considérée comme symétrique. De ce fait, la solution initiale est la moyenne entre les côtés droit et gauche. En effet, des mobilisations segmentaires non symétriques pendant la phase d'envol aboutiraient notamment à la production de vrille, qui n'est pas recherchée en terme de performance lors du PBTv, ni n'est constatée dans les performances réelles enregistrées.

3.3.2 L'approximation des cinématiques articulaires :

Dans la détermination de la solution initiale, une première étape a consisté à approcher la cinématique réelle par des *splines* quartiques de classe C^3 en minimisant les différences entre positions, vitesses et accélérations pour chaque coordonnée généralisée avec des pondérations de 5, 2 et 1 respectivement.

3.3.3 La contrainte sur la dynamique de chute libre

Initialement, les ddL ont été considérés indépendamment les uns des autres. Bien qu'une approximation satisfaisante, traduite par un coefficient de corrélation supérieur à 0,99 entre les positions réelles et les positions générées par les splines C^3 , ait été obtenu, l'exactitude de l'état du centre de gravité du corps à l'instant du lâcher de la barre inférieure n'était pas garantie. En effet, des erreurs, même faibles, sur des valeurs d'angles articulaires peuvent entraîner des erreurs plus importantes sur les positions et vitesses du centre de gravité du corps en raison des imperfections du modèle utilisé et des paramètres inertiels segmentaires. Or, il s'avère important de simuler un mouvement dont la trajectoire aérienne du centre de gravité du corps est très proche de sa trajectoire réelle pour assurer la saisie de la barre supérieure.

Pour garantir une trajectoire simulée du centre de gravité du corps la plus proche possible de sa trajectoire réelle et ainsi laisser au modèle de gymnaste la possibilité de saisir la barre supérieure, nous avons formulé un problème d'optimisation de l'ensemble des nœuds avec une contrainte non linéaire quant à l'état initial du système et la reprise de la barre, grâce à la fonction « *fmincon* » de MATLAB®. Les positions et vitesses du centre de gravité du corps à l'instant de lâcher de la barre inférieure ont tout d'abord été calculées sur la base de l'intégralité de la trajectoire aérienne mesurée. Cette approche est plus précise que le calcul des vitesses à partir de deux positions fournies par le système d'analyse gestuelle. L'état initial du centre de gravité a été obtenu à partir d'une approximation des données réelles par les équations de la chute libre. Sa trajectoire a ainsi été reconstruite (Figure A28 en annexe). Le problème d'optimisation a été formulé pour l'ensemble des nœuds car la cinématique générée en considérant individuellement les ddL ne parvenait pas à approximer la cinématique réelle de façon satisfaisante. Les nœuds initialement générés ont donc été optimisés à nouveau au moyen du modèle de simulation tel que l'écart entre cinématique réelle et simulée soit minimisé.

3.3.4 La détermination du nombre de nœuds pour paramétrer les cinématiques articulaires

La fonction « *fmincon* » de MATLAB® a permis d'optimiser l'ensemble des nœuds, tout à la fois en minimisant l'écart entre cinématique (positions, vitesses et accélérations de chaque degré de liberté) réelle et simulée et en minimisant l'écart entre vitesses et positions du centre de gravité du corps à l'instant du lâcher de la barre inférieure (Figure A25, Figure A26, Figure A27). Puisque ce sont les valeurs des positions, vitesses et accélérations de chaque degré de liberté au niveau de nœuds qui constituent la solution initiale du processus d'optimisation, la détermination du nombre de nœuds, points de passage obligés des splines C^3 , s'est avérée importante. Le nombre de nœuds, et donc d'intervalles entre les nœuds, a été choisi en fonction de la cinématique réelle, afin d'obtenir un coefficient de corrélation le plus élevé possible entre cinématiques réelle et simulée pour les degrés de liberté pilotés correspondant aux paramètres d'entrée de la simulation (Figure 36). Nous sommes partis d'un nombre de nœuds faible (6) et avons ensuite testé des nombres de nœuds plus grands jusqu'à obtenir une approximation satisfaisante. Nous avons choisi de définir l'approximation comme étant satisfaisante pour des coefficients de corrélation supérieurs à 0,95 pour les positions, 0,90 pour les vitesses et 0,70 pour les accélérations. Limiter le nombre de nœuds permet d'éviter des variations importantes de la cinématique entre ceux-ci.

3.4 Réduction des données et analyses statistiques

Chaque essai capturé lors du protocole a été soumis à trois procédures d'optimisation distinctes. La première vise à déterminer comment l'essai pourrait être optimisé sans contrainte pour améliorer le score, c'est-à-dire le potentiel de balancer à la saisie. La seconde permet une optimisation avec contrainte sur la variation du moment d'inertie, l'objectif étant de déterminer la contribution à la performance des paramètres de lâcher responsables de la trajectoire aérienne du centre de gravité et de la gestion de la rotation, à travers la variation du moment d'inertie. La troisième optimisation a pour but de déterminer l'éventuel intérêt de l'introduction d'une loi de contrôle moteur pour améliorer le réalisme des solutions optimales générées par le solveur. Nous présentons ci-après comment nous avons quantifié les modifications cinématiques, l'amélioration de la performance et le réalisme des mouvements ainsi optimisés.

3.4.1 Quantification des facteurs de la performance

Pour chaque essai, un score correspondant à la performance réelle a été calculé selon la distance horizontale entre la barre supérieure et le centre de gravité du corps de la gymnaste à l'instant de la saisie. Cette distance correspond au bras de levier du moment du poids du corps de la gymnaste calculé selon l'axe de la barre supérieure, qui permet d'initier le balancer autour de la barre supérieure après la phase aérienne du PBTV. Ce score a ensuite été comparé aux scores des mouvements optimisés, grâce à une ANOVA à deux facteurs (groupe

A et B et mouvement : réel versus optimisé) avec test post-hoc de Tukey. Les effets principaux de cette ANOVA permettent d'identifier si la performance des gymnastes peut être améliorée en modifiant la gestuelle (effet du type de mouvement : réel versus optimisé), et la différence de performance entre groupes A et B (effet groupe). L'effet combiné permet de déterminer si après optimisation de la gestuelle les gymnastes du groupe B parviennent à une performance similaire à celles du groupe A.

3.4.2 Modifications cinématiques des performances optimales

Les paramètres suivants : pic de flexion de hanches, d'abduction de hanches, d'élévation d'épaules, valeur minimale du moment d'inertie transverse au centre de gravité ont fait l'objet d'une ANOVA à deux facteurs (groupe et mouvement : réel versus optimisé) avec test post-hoc de Tukey, afin d'identifier quelles sont les modifications gestuelles qui permettent l'atteinte d'un meilleur score sur les mouvements optimisés. La durée de l'envol a également fait l'objet d'une comparaison sur les différentes conditions.

3.4.3 Effet de la loi de contrôle sur le réalisme des mouvements

Nous avons ensuite mené une optimisation une loi de contrôle moteur identifiée dans le deuxième chapitre. Nous avons introduit dans la fonction d'optimisation une contrainte imposant que la valeur de la dérivée de la fonction τ de l'intervalle correspondant à l'angle θ tel que défini au chapitre 2, soit constante. Pour savoir si l'introduction de cette loi de contrôle moteur permet d'améliorer le réalisme des mouvements optimisés, nous avons comparé grâce à un test U de Mann-Whitney les valeurs des coefficients de corrélation (R^2) entre cinématiques des membres inférieurs et/ou des membres supérieurs des mouvements réels et optimisés pour l'optimisation sans contrainte et l'optimisation avec loi de contrôle.

Pour les analyses statistiques, le niveau de significativité a été fixé à $p < 0.05$.

4 RESULTATS

Les résultats de l'approximation des données réelles et des trois optimisations sont successivement présentés. La première section de ce chapitre présente les résultats de l'approximation des données réelles, la deuxième présente ceux de l'optimisation sans contrainte. La troisième section comprend les résultats de l'optimisation avec contrainte sur la variation du moment d'inertie, et enfin la quatrième section renvoie aux résultats de l'optimisation avec contrainte sur la loi de contrôle mise en jeu dans la réalisation du mouvement.³

4.1 Approximation des données réelles

C'est avec 8 nœuds soit 7 intervalles que les coefficients de corrélation répondent aux critères que nous avons fixés pour l'approximation (un coefficient de corrélation supérieur à 0,95 sur les positions, 0,90 sur les vitesses et 0,70 sur les accélérations). Ils sont en effet de 0,986 sur les positions, 0,946 sur les vitesses et 0,761 sur les accélérations. Nous avons donc choisi comme solution initiale du processus d'optimisation la cinématique obtenue par optimisation avec contrainte non linéaire avec 8 nœuds, soit 7 intervalles entre les nœuds.

4.2 L'optimisation sans contrainte

4.2.1 Amélioration de la performance par optimisation

Le score initial du mouvement réel du groupe A ($0,36 \text{ m} \pm 0,12$) est plus grand que celui du groupe B ($0,10 \pm 0,11 \text{ m}$, Figure 37). Après optimisation de la cinématique, on note une amélioration significative ($F=20,25$, $p < 0,01$) du score pour les deux groupes ($0,44 \pm 0,01 \text{ m}$ pour le groupe A, $0,25 \pm 0,08 \text{ m}$ pour le groupe B). L'amélioration du score est plus importante pour le groupe B ($0,15 \pm 0,007 \text{ m}$) que pour le groupe A ($0,08 \pm 0,007 \text{ m}$). Toutefois, cette amélioration n'est pas suffisante pour permettre au groupe B d'atteindre le niveau de performance du groupe A après optimisation.

³ Le seuil de significativité statistique est repéré dans les figures par « ** » si $p < 0,01$ et par « * » si $p < 0,05$. Lorsque les résultats des deux groupes sont présentés sur les figures, les résultats du groupe A sont en bleu, ceux du groupe B en rouge

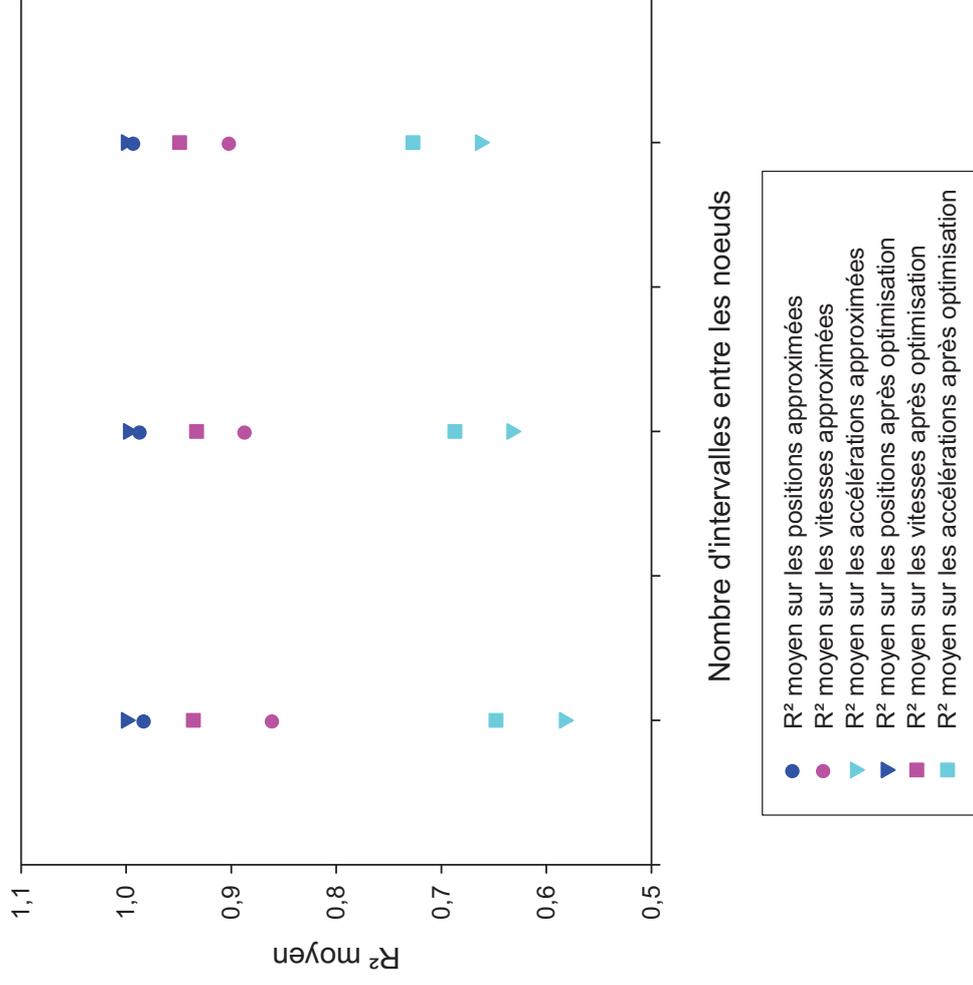


Figure 36 : Evolution du coefficient de corrélation sur les positions, vitesses et accélérations (approximées par les splines C3 / optimisées avec la contrainte non linéaire) en fonction du nombre d'intervalles entre les nœuds (moyenne sur les 7 degrés de liberté pilotés correspondant aux paramètres d'entrée de la simulation).

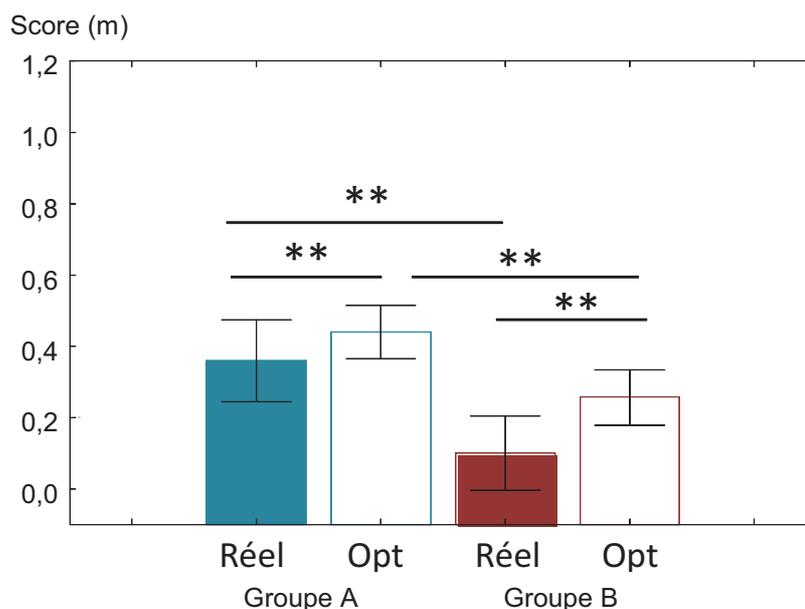


Figure 37 : Valeurs moyennes des scores des mouvements réels et des mouvements optimisés pour les deux groupes.

4.2.2 Modification de la cinématique

Les améliorations de performance sont dues à une modification de la cinématique articulaire. Le pic de flexion de hanche est plus important pour le mouvement optimisé ($167 \pm 35^\circ$) que sur le mouvement réel ($111 \pm 0^\circ$) pour le groupe A. Ce pic de flexion de hanche pour le mouvement optimisé est plus important chez le groupe A que chez le groupe B ($123 \pm 40^\circ$). Le pic d'abduction de hanche est quant à lui plus élevé pour le mouvement optimisé, et ce chez les deux groupes ($89 \pm 23^\circ$ versus $48 \pm 4^\circ$ pour le groupe A, $72 \pm 33^\circ$ versus $39 \pm 4^\circ$ pour le groupe B). Le moment d'inertie transverse normalisé atteint une valeur minimale plus faible pour les deux groupes en condition mouvement optimisé ($0,60 \pm 0,14 \text{ kg.m}^2$ versus $0,81 \pm 0,09 \text{ kg.m}^2$ pour le groupe A, $0,59 \pm 0,03 \text{ kg.m}^2$ versus $0,97 \pm 0,06 \text{ kg.m}^2$). L'optimisation du mouvement entraîne enfin un temps de vol plus court pour les deux groupes ($300 \pm 60 \text{ ms}$ versus $455 \pm 40 \text{ ms}$ pour le groupe A, $234 \pm 20 \text{ ms}$ versus $422 \pm 50 \text{ ms}$ pour le groupe B). Les Figures 38 à 42 et 43 44 permettent de comparer les cinématiques réelles et optimisées pour un même essai.

Notons que si sur la Figure 41 la butée en flexion de hanches est dépassée, c'est parce que dans le processus d'optimisation, celles-ci sont respectées au niveau des nœuds mais peuvent être dépassées entre les nœuds.

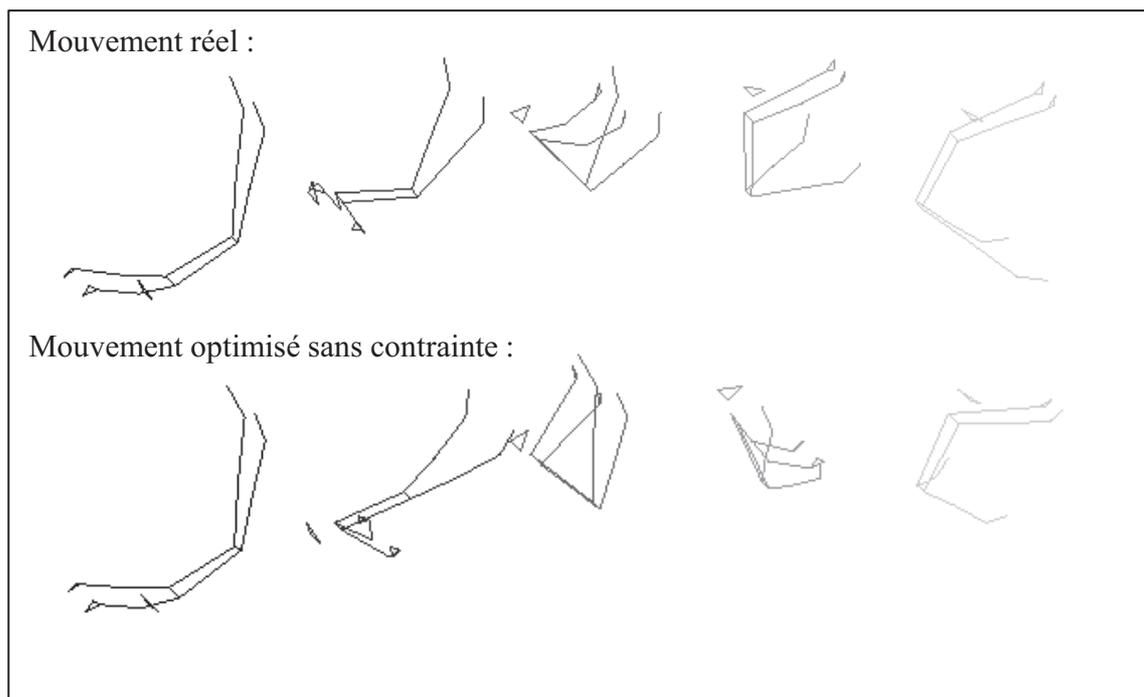


Figure 38 : Mouvements réel et optimisé sans contrainte d'une gymnaste du groupe A
(Gymnaste 10 Essai 154)

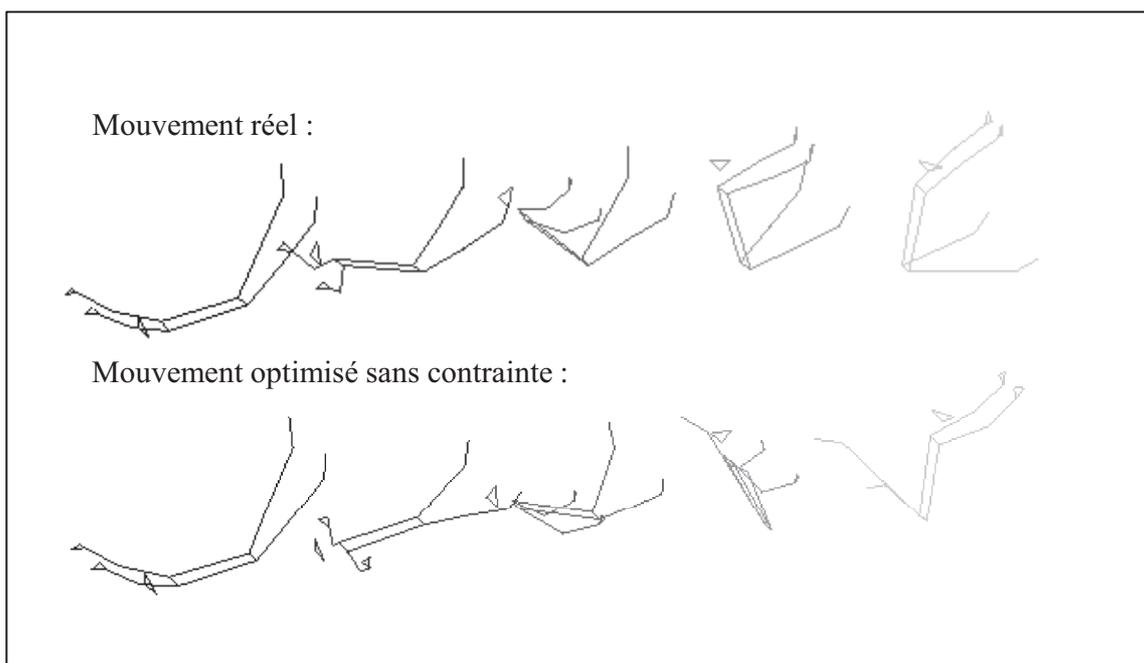


Figure 39 : Mouvements réel et optimisé sans contrainte d'une gymnaste du groupe A
(Gymnaste 12 Essai 180)

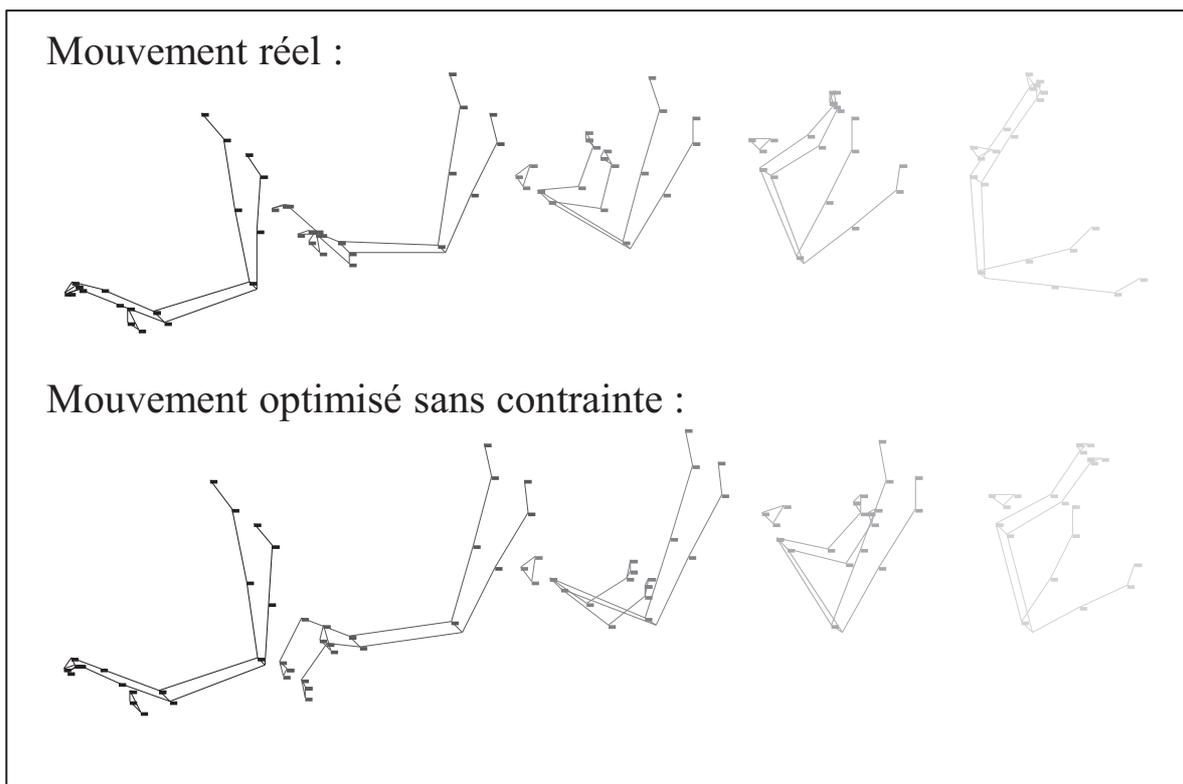


Figure 40 : Mouvement réel et optimisé sans contrainte d'une gymnaste du groupe B (Gymnaste 14 Essai 198)

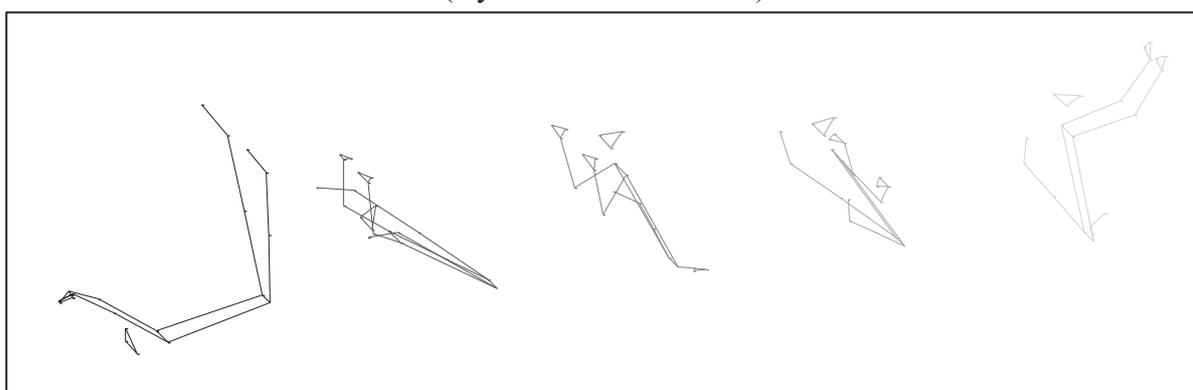


Figure 41 : Mouvement optimisé d'une gymnaste du groupe B (Gymnaste 14 Essai 200)

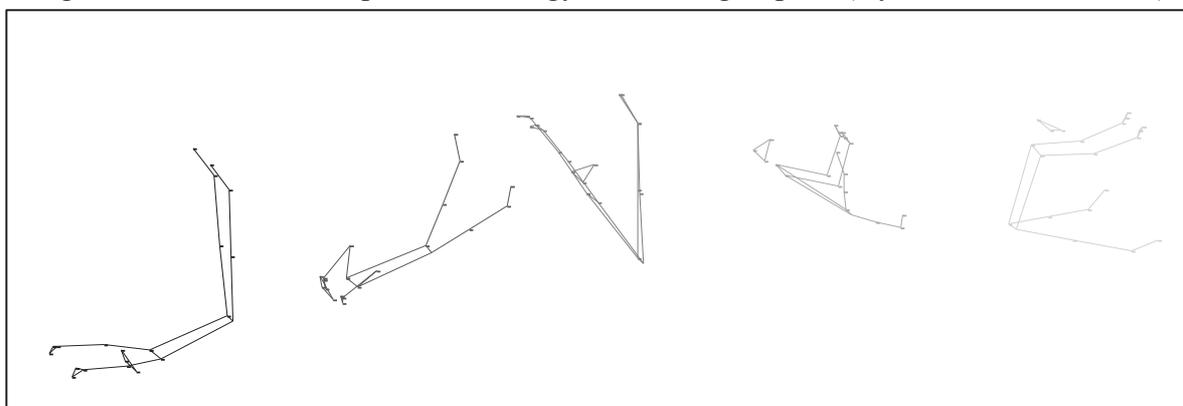


Figure 42 : Mouvement optimisé d'une gymnaste du groupe A (Gymnaste 5 Essai 66)

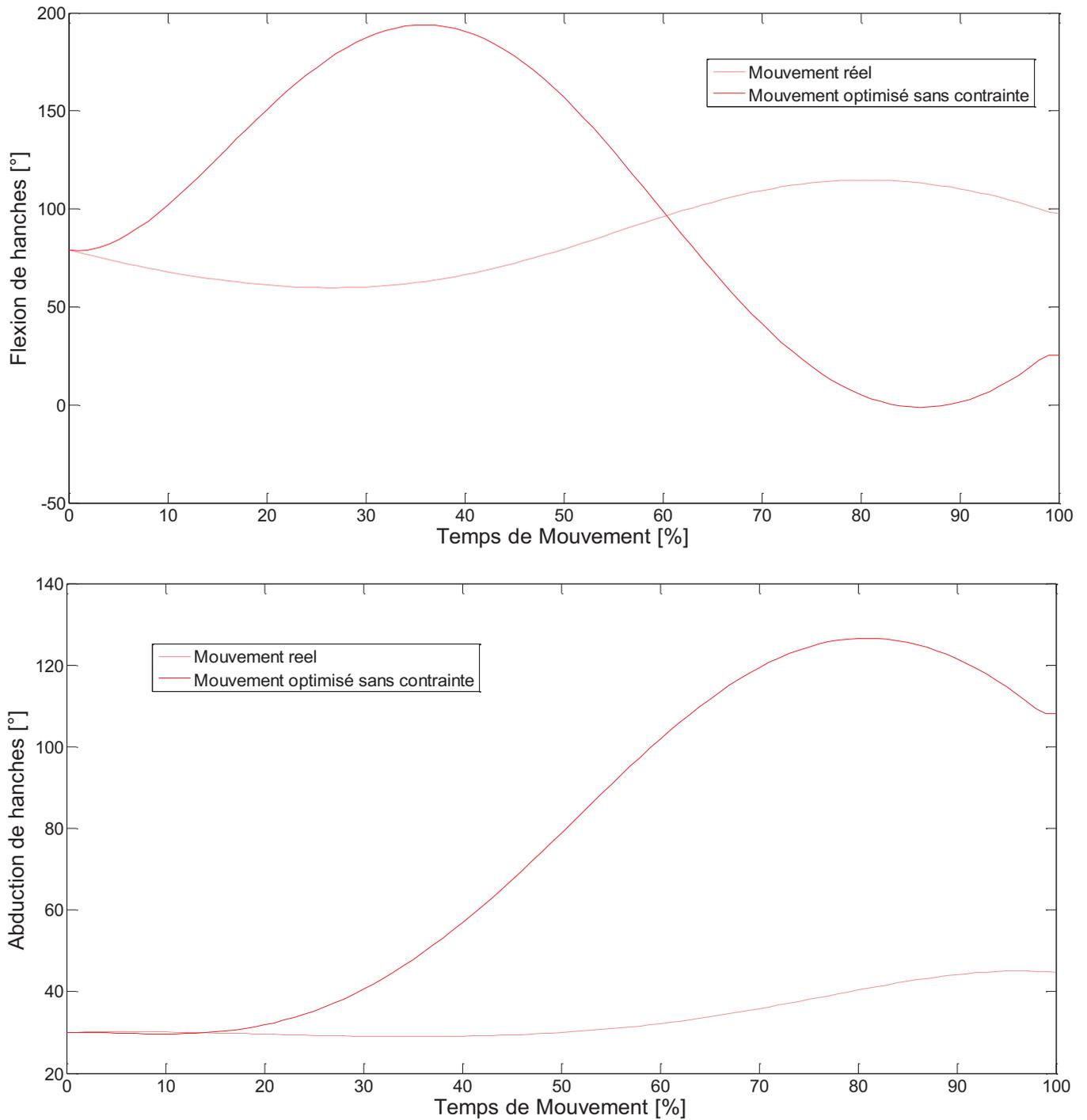


Figure 43 : Flexion et abduction de hanches du mouvement optimisé d'une gymnaste du groupe B (Gym 14 Essai 200)

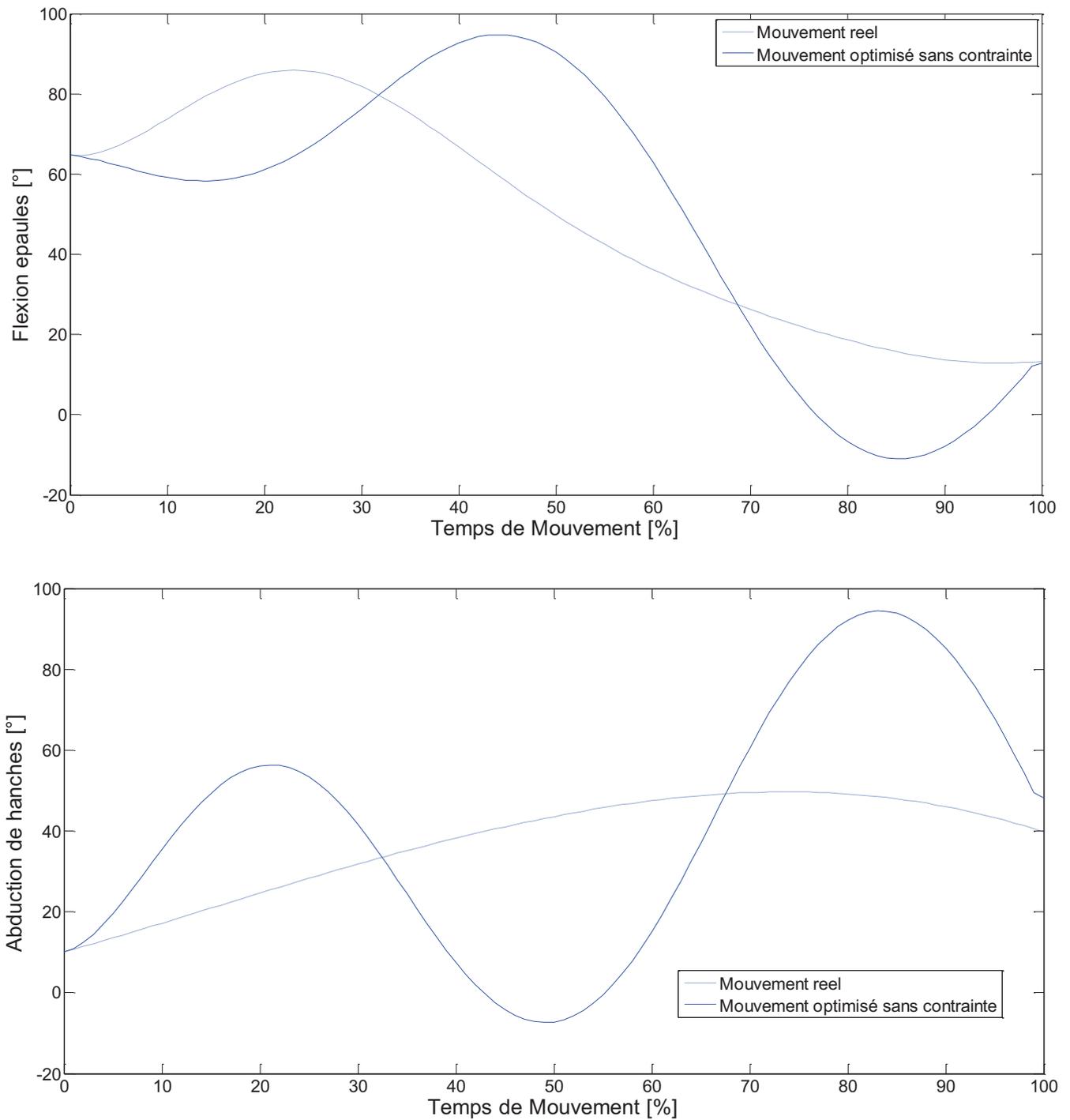


Figure 44 : Elévation d'épaules (en haut) et abduction de hanches (en bas) du mouvement réel et optimisé sans contrainte d'une gymnaste du groupe A (Gym 5 Essai 66)

4.3 L'optimisation avec contrainte sur la variation du moment d'inertie transverse

4.3.1 Amélioration de la performance par optimisation

Le score du mouvement optimisé du groupe A contraint par les valeurs réelles du groupe B ($0,46 \pm 0,08$ m) est supérieur au score du mouvement optimisé groupe B, contraint par les valeurs réelles du groupe A ($0,26 \pm 0,08$ m). Que la variation maximale du moment d'inertie soit contrainte par les valeurs réelles du groupe A (43,95 %) ou du groupe B (30,22 %), le score des essais des gymnastes du groupe A est toujours plus élevé que celui des essais des gymnastes du groupe B (ANOVA, $F=30,04$, $p<0,01$, Figure 45). Une ANOVA à mesures répétées ($F=86,57$, $p<0,05$) et un test HSD de Tukey mettent en évidence que l'optimisation avec contrainte sur le moment d'inertie entraîne une amélioration de la performance des gymnastes du groupe B par rapport à leur performance initiale (0,10 m).

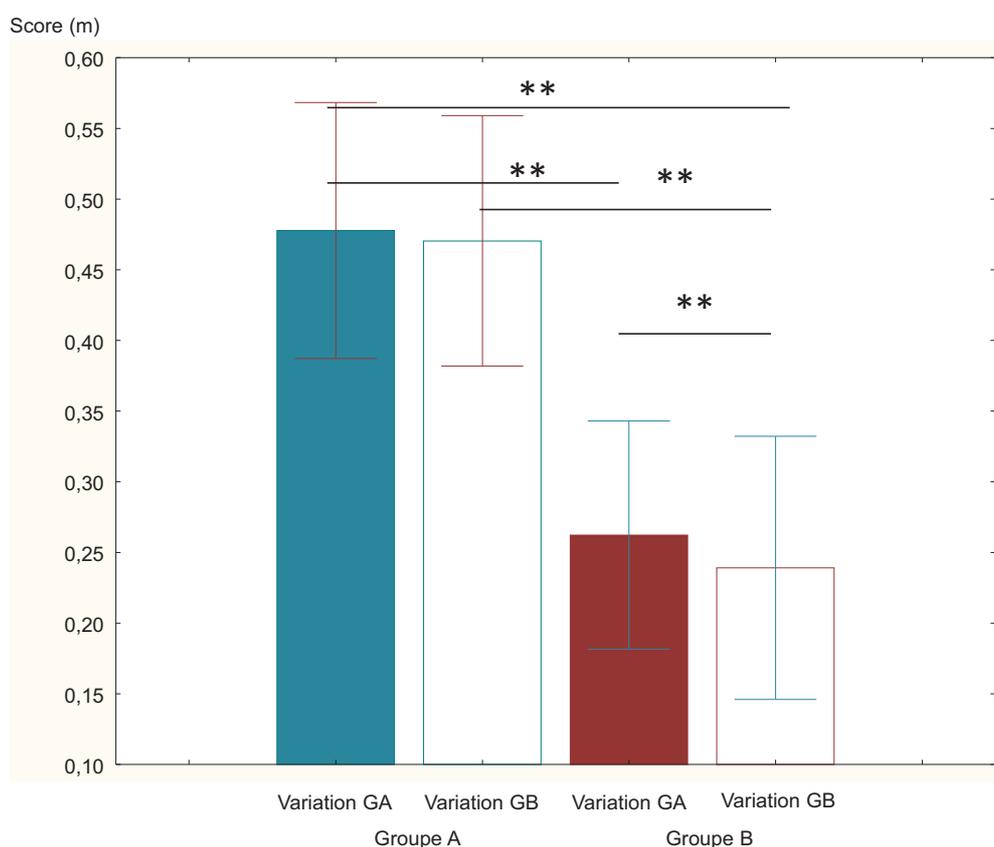


Figure 45 : Valeurs moyennes des scores des mouvements optimisés avec contrainte sur le moment d'inertie transverse pour les groupes A et B.

4.3.2 Modification de la cinématique

Les Figures 46 et 47 présentent l'évolution des flexion et abduction de hanche au cours du mouvement, pour les essais initiaux et optimisés de certaines gymnastes. Pour la contrainte de variation du moment d'inertie correspondant à la variation réelle constatée pour le groupe A, une ANOVA à deux facteurs (groupe / mouvement réel ou optimisé) et un test post hoc HSD de Tukey ont mis en évidence un pic de flexion de hanche plus important sur le mouvement optimisé ($186 \pm 30^\circ$) que sur le mouvement réel ($109 \pm 13^\circ$) pour le groupe A. Ce pic de flexion de hanche pour le mouvement optimisé est plus important chez le groupe A que chez le groupe B ($111 \pm 31^\circ$). Le pic d'abduction de hanche est quant à lui plus élevé pour le mouvement optimisé uniquement pour le groupe B ($77 \pm 28^\circ$ versus $33 \pm 10^\circ$). Le moment d'inertie transverse normalisé atteint une valeur minimale plus faible pour le groupe B en condition mouvement optimisé ($0,76 \pm 0,06 \text{ kg.m}^2$ versus $1 \pm 0,06 \text{ kg.m}^2$). L'optimisation du mouvement entraîne un temps de vol plus court pour les deux groupes ($291 \pm 70 \text{ ms}$ versus $447 \pm 40 \text{ ms}$ pour le groupe A, $245 \pm 10 \text{ ms}$ versus $397 \pm 30 \text{ ms}$ pour le groupe B). Lorsque la contrainte de variation du moment d'inertie correspond à la variation réelle constatée pour le groupe B, l'optimisation entraîne les mêmes modifications dans des amplitudes moindres, pour respecter la contrainte. La Figure 48 illustre un mouvement optimisé.

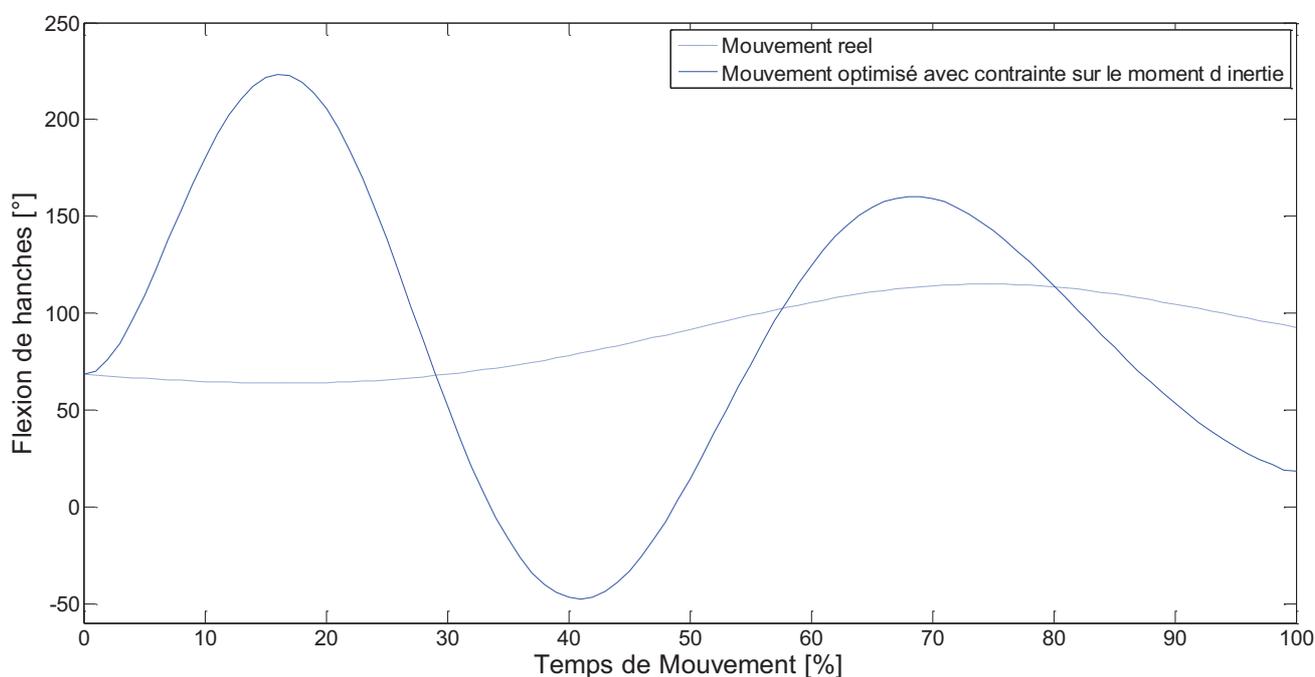


Figure 46 : Flexion de hanche du mouvement optimisé (contraint par la moyenne des valeurs réelles du groupe A) d'une gymnaste du groupe A (Gym 5 Essai 66)

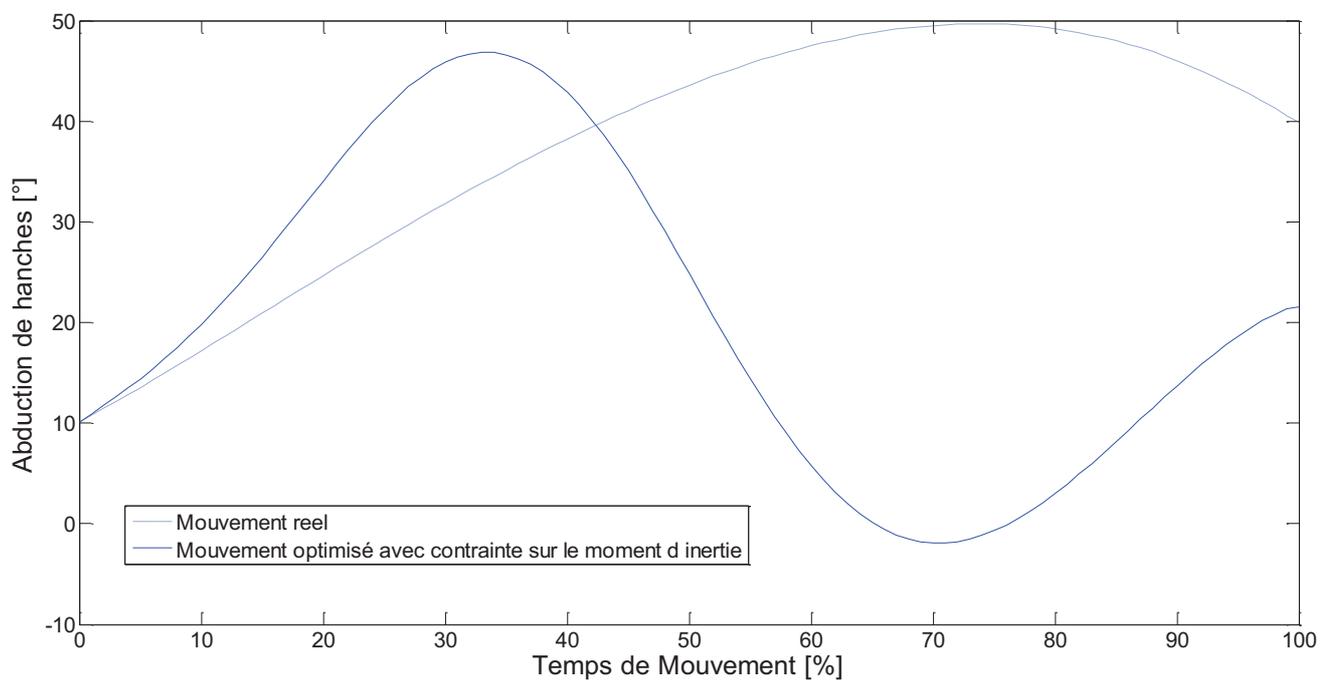


Figure 47 : Abduction de hanche du mouvement optimisé (contraint par la moyenne des valeurs réelles du groupe A) d'une gymnaste du groupe A (Gym 5 Essai 66)

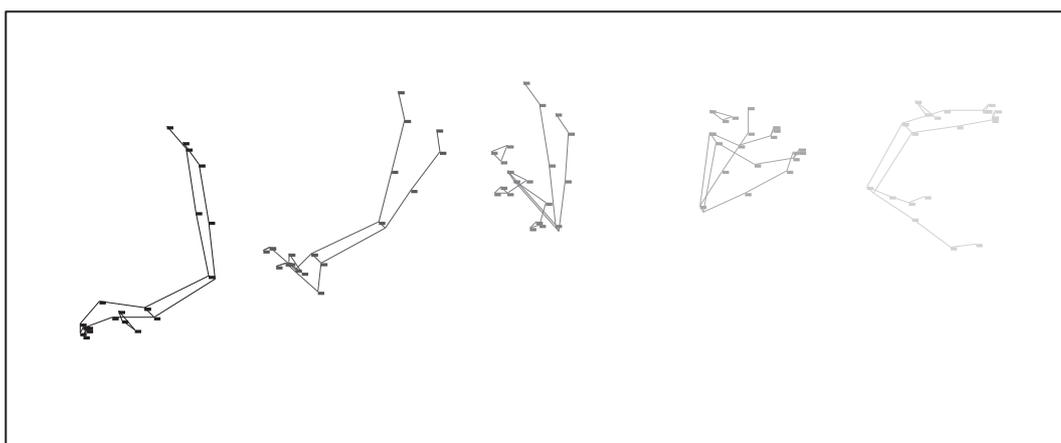


Figure 48 : Mouvement optimisé d'une gymnaste du groupe A (contraint par la moyenne des valeurs réelles du groupe A) (Gym 5 Essai 65)

4.4 L'optimisation avec contraintes introduisant la loi de contrôle moteur

La contrainte sur la dérivée de la fonction τ de l'intervalle θ engendre une augmentation significative du coefficient de corrélation (R^2) entre la cinématique réelle et la cinématique optimisée, mais uniquement pour les membres supérieurs (0,21, $T = -5,03$, $p < 0,05$, $ES = -1,93$, Figure 49). Il n'y a pas de diminution du score entre les mouvements optimisés de l'optimisation sans contrainte et les mouvements optimisés de l'optimisation avec la loi τ θ , mais les solutions générées ne sont pas tout à fait les mêmes. Pour l'optimisation avec la loi τ θ , l'optimisation engendre également une flexion de hanches plus importante pour le groupe A ($168 \pm 14^\circ$ versus $109 \pm 8^\circ$), mais pas d'abduction plus prononcée pour les deux groupes.

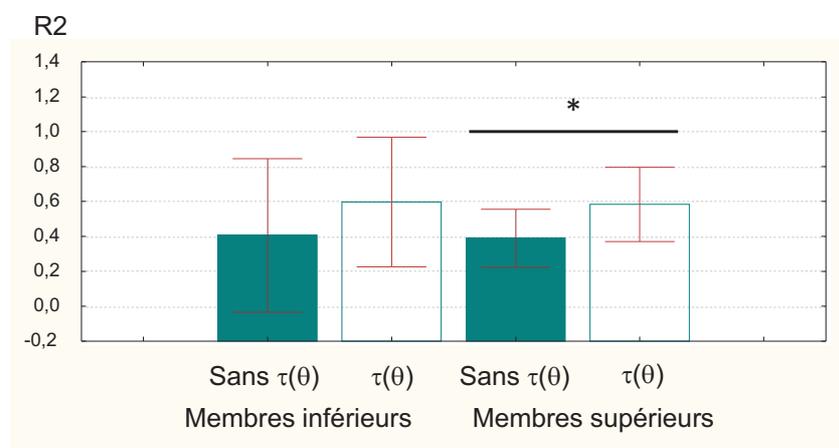


Figure 49 : Comparaison des coefficients de corrélation (R^2) avec et sans contrainte sur la loi de contrôle ($\tau(\theta)$) pour les membres inférieurs et supérieurs.

5 DISCUSSION

Dans cette partie, nous discuterons successivement des limites de l'étude et des améliorations envisagées pour de futurs travaux et des résultats obtenus concernant les améliorations de la performance et modifications cinématiques.

5.1 Limites de l'étude et améliorations envisagées

5.1.1 Limites dues au modèle de simulation

Le modèle de simulation possède moins de degrés de liberté que le modèle utilisé pour le recueil des données cinématiques, présenté dans la partie 1. Nous avons par exemple considéré que les articulations des genoux, chevilles, poignets et de la nuque restaient fixes pendant la phase aérienne, à la fois par souci de simplification du modèle – celui-ci ayant moins de degrés de liberté à piloter –, et en raison de la faible contribution de la mobilisation de ces articulations à l'efficacité technique globale. En ce qui concerne les genoux et les chevilles il a fallu s'assurer que le modèle respecte une consigne réglementaire en gymnastique qui est de tendre les jambes et les pointes de pieds. Alors que la flexion de la nuque a également été fixée, notre modèle pourrait être amélioré en introduisant une contrainte sur l'orientation de la tête pour s'assurer que la gymnaste regarde la barre supérieure pendant toute la phase d'envol. En effet, la tête pourrait contribuer à la variation du moment d'inertie et est associée au contrôle du mouvement. Enfin, concernant les poignets, la position finale des mains à la saisie reste complexe à modéliser pour assurer une prise réaliste à l'instant où la barre supérieure est saisie, bien que nous l'ayons approchée par six contraintes inégalité. Les travaux futurs devraient privilégier ce dernier aspect du modèle pour probablement diminuer le nombre d'optimisations qui ne trouvent pas de solution.

5.1.2 Obtention des données réelles

Comme les repères réfléchissants n'étaient pas placés sur des protubérances osseuses afin d'être visibles lors du mouvement, il a fallu introduire des matrices de corrections. Ces dernières ont servi à passer des repères segmentaires techniques vers des repères dits anatomiques en déterminant le plan frontal de la cuisse et du bras pour ensuite extraire les angles articulaires correspondant pour toutes les gymnastes aux mouvements anatomiques de la chaîne cinématique du modèle de simulation. Une approche par cinématique inverse comme celle décrite dans Begon, Wieber et Yeadon (2008) ou la méthode CAST – par pointage des protubérances osseuses pour les exprimer dans un repère technique segmentaire – aurait pu être une alternative visant à améliorer les données d'entrées. Ces méthodes n'auraient toutefois pas simplifié l'approximation de la cinématique réelle en optimisant les nœuds des *splines*. En effet la cinématique de référence devait être au plus proche du mouvement réel tout en respectant les équations du mouvement et les contraintes de rattrapé de la barre supérieure. D'autres études (Yeadon, 2008) ont préféré optimiser les paramètres géométriques et anthropométriques du modèle de simulation plutôt qu'ajuster la cinématique

afin de respecter les équations du mouvement. De par le nombre élevé de sujets, nous avons préféré ajuster la cinématique et conserver les paramètres inertiels issus du modèle de De Leva. Enfin, lorsque les paramètres du modèle sont optimisés, il faut plusieurs essais, les uns pour l'optimisation et les autres pour leur validation.

5.1.3 Le nombre de solutions trouvées

L'algorithme de simulation n'a pas permis d'obtenir des solutions dans tous les cas. Sur 67 essais capturés, seules 35 solutions ont été obtenues pour les optimisations sans contrainte et avec contrainte sur la variation du moment d'inertie. Ceci peut s'expliquer par les contraintes importantes imposées sur la saisie de la barre supérieure, et par le fait que pour le groupe B, les conditions au lâcher responsables de la trajectoire décrite par le centre de gravité en phase d'envol ne permettent pas de produire une performance meilleure. L'algorithme se trouve dans un minimum local. Lorsque les contraintes sur la loi de contrôle du mouvement sont introduites, seules 17 solutions sont trouvées. Ce faible nombre de réponse s'explique par l'ajout de contraintes qui réduisent encore la probabilité qu'une solution soit trouvée. Une seconde raison provient de l'algorithme utilisé. Notre choix s'est orienté vers un algorithme SQP (Sequential Quadratic Programming). Le choix d'un solveur pour résoudre des problèmes d'optimisation de type programmation non linéaire de manière efficace (avec un temps de calcul minimal, en résolvant la majorité des problèmes rencontrés) et précise (avec un optimum atteint de qualité) dépend à la fois de la taille du problème (nombre de contraintes et variables à optimiser) mais également des caractéristiques de la fonction objectif et des contraintes imposées. Notre choix s'est porté sur cet algorithme au regard de son efficacité pour traiter des problèmes de grande taille. Face au dilemme entre précision de l'optimum recherchée et temps de calcul nécessaire pour atteindre cette précision, nous avons valorisé la rapidité du temps de calcul au regard du grand nombre d'essais à traiter (67). L'algorithme *active set* n'étant pas un algorithme adapté pour les problèmes de grande dimension, nous ne l'avons pas retenu. Nous pourrions à l'avenir envisager si l'algorithme *interior point* qui suppose un temps de calcul plus long mais permettrait de trouver un plus grand nombre de solutions.

5.1.4 La vitesse de variation du moment d'inertie et les vitesses articulaires

Le réalisme du mouvement pourrait bénéficier d'une amélioration en évaluant les capacités physiques des sujets (par exemple la souplesse ou la force-vitesse en flexion et abduction de hanches). Il pourrait être possible soit de contraindre les couples maximum, soit d'utiliser une simulation conduite par les activations articulaires. Néanmoins, une telle procédure s'avérerait très coûteuse en temps pour pouvoir personnaliser autant de gymnastes. Nos résultats, fruits de l'utilisation d'une simulation conduite par les angles présentent l'avantage de constituer des solutions trouvées pour un groupe de gymnastes, et d'aboutir à un comportement global de réalisation du pieds barre temps de ventre.

5.2 Amélioration de la performance et modification de la cinématique

5.2.1 L'optimisation sans contrainte

Le fait que le score initial du groupe A est plus grand que celui du groupe B explique que seules les gymnastes du groupe A soient parvenues à enchaîner une bascule faciale après le PBTV. L'amélioration du score du groupe A suite à l'optimisation met en évidence que même si les gymnastes du groupe A produisent une performance réelle satisfaisante, leur potentiel de balancer pourrait être amélioré, tout comme celui des gymnastes du groupe B. Deux stratégies permettent l'amélioration de la performance : la diminution du moment d'inertie et le transfert de moment cinétique.

5.2.1.1 Solution 1 : diminution du moment d'inertie transverse

Les gesticulations optimales consistent pour les deux groupes en une augmentation de la flexion et de l'abduction de hanches qui diminuent le moment d'inertie transverse. L'amélioration plus importante du score chez le groupe A est associée à une flexion de hanches plus importante. La comparaison des cinématiques sur la Figure 38 permet d'identifier une flexion de hanche plus prononcée sur le mouvement optimisé. Celle-ci, associée au retour des membres supérieurs plus près du tronc contribue à une réduction plus importante du moment d'inertie transverse. Si cette stratégie est surtout utilisée par le groupe A c'est que leur distance à la barre leur permet un rattrapé plus tôt par une élévation plus prononcée des bras. Sur d'autres essais (Figure 40) la cinématique des membres supérieurs change peu.

Notons que d'autres stratégies optimales ont été utilisées chez certaines gymnastes, comme de multiples élévations-abaissement des épaules et abductions-adductions de hanches (Figures 42 et 44). Ces solutions, si elles permettent d'atteindre un score optimal, présentent toutefois des limites quant à leur réalisme qui proviennent des contraintes définies dans le problème d'optimisation. Le solveur n'étant confronté à aucune contrainte en terme de variation du moment d'inertie global transverse du corps, la réalisation de plusieurs flexions-extensions de hanches est possible, et ceci a notamment pour conséquence des vitesses de flexions de hanches importantes et peu réalistes. Les circumductions des hanches paraissent également irréalistes car cette solution s'avérerait très coûteuse musculairement.

5.2.1.2 Solution 2 : transfert de moment cinétique des membres supérieurs

D'autres solutions consistent à réaliser un transfert de moment cinétique. En effet, d'après l'équation du moment cinétique d'un système multi-corps (Equation 8), en phase aérienne, la mobilisation d'un segment a des conséquences sur le reste du corps, le moment cinétique étant constant.

$$L_{/G} = \sum_{i=1}^{14} [I_i] \cdot \omega_i + \sum_{i=1}^{14} \overrightarrow{GG_i} \wedge m_i \cdot \vec{v}_i \quad (8)$$

C'est ce qui explique que soit des circumductions des hanches vers l'arrière (Figures 41 et 43) soit une augmentation de la rotation externe des bras (Figure 42) sont utilisées. Les circumductions de hanches vers l'arrière produisent un moment cinétique négatif, ce qui entraîne un moment cinétique additionnel pour le reste du corps. Augmenter la rotation externe des bras pour lancer les avant-bras vers l'arrière et faire tourner le reste du corps vers l'avant (Figure 50) s'avère certes efficace en terme de gestion de la quantité de rotation vers l'avant, mais présente l'inconvénient de retarder de façon importante l'instant de l'entrée des mains de la gymnaste dans son champ visuel, ce qui ne paraît pas pertinent sur une tâche de préhension.

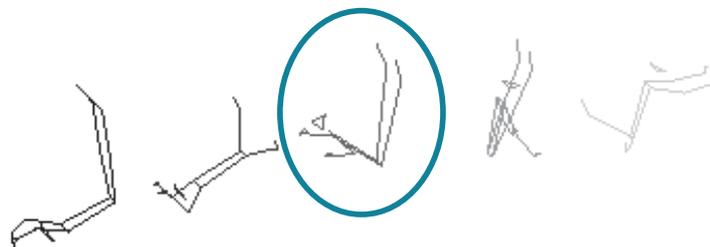


Figure 50 : Solution consistant à accroître la rotation externe du bras sur certains mouvements optimisés

C'est pour les essais dont le score initial était le moins bon [-0,03 à +0,05 m] que les solutions trouvées sont les moins réalistes, avec plusieurs élévations-abaissements d'épaules ou plusieurs séries d'abductions-adductions de hanches. On peut donc se demander si ce ne sont pas les conditions de lâcher qui, sur ces essais, engendrent une trajectoire inappropriée qui serait en quelque sorte rédhibitoire. Sur de telles trajectoires, aucune mobilisation segmentaire réaliste ne permettrait de créer un potentiel de balancer satisfaisant.

L'amélioration de la performance peut donc se faire grâce à plusieurs stratégies : augmenter la flexion ou l'abduction de hanches ou encore rapprocher les bras du tronc. Celles-ci entraînent une réduction du moment d'inertie transverse et une augmentation proportionnelle de la vitesse de rotation vers l'avant, comme le moment cinétique au centre de

masse est constant en phase aérienne. Ces différentes stratégies peuvent être prises en compte par les entraîneurs de gymnastique artistique dans le but d'aider leurs gymnastes à mieux gérer leurs mobilisations segmentaires sur la phase aérienne du PBTV.

Pour déterminer qui de l'état du centre de gravité du corps à l'instant d'éjection ou de la gesticulation contribue davantage à la performance que nous avons mené une seconde optimisation dans laquelle la variation du moment d'inertie transverse est contrainte.

5.2.2 L'optimisation avec contrainte sur la variation du moment d'inertie transverse

Malgré l'optimisation de la gestuelle, la performance des gymnastes du groupe B reste inférieure à celle des gymnastes du groupe A lorsque la variation du moment d'inertie est davantage contrainte. La trajectoire décrite par le centre de gravité du corps (différente pour les deux groupes selon les résultats de l'analyse biomécanique du premier chapitre) paraît donc influencer davantage la performance que la gestion de l'inertie transverse pendant l'envol du PBTV. La différence de variation maximale du moment d'inertie constatée entre les deux groupes s'avère trop faible pour considérer que la plus faible performance des gymnastes du groupe B est attribuable à leur plus faible variation maximale de moment d'inertie transverse.

Les conditions d'éjection sont donc le facteur le plus important de la performance. A cet égard, les entraîneurs ont tout intérêt à commencer l'apprentissage du PBTV par des situations visant à apprendre aux gymnastes à se placer sur une bonne trajectoire entre les deux barres, c'est-à-dire plutôt haute et étroite. Cet apprentissage peut passer par un renforcement musculaire pour maintenir la flexion de hanches plus longtemps lors de la rotation autour de la barre inférieure. Des situations dont l'objectif est d'arriver assise sur un contre-haut situé entre les deux barres, associées à des consignes sur l'orientation de la projection des membres inférieurs (vers le haut et non vers l'avant) et sur le timing de cette projection peuvent s'avérer bénéfiques dans l'apprentissage de cet élément.

Malgré l'introduction de contraintes sur la variation du moment d'inertie transverse, des problèmes quant au réalisme des mouvements persistent : certains essais optimisés présentent plusieurs flexions-extensions et/ou abductions-adductions de hanches, comme en témoignent les Figures 46 et 47. Pour tenter d'améliorer le réalisme des solutions trouvées par le solveur, nous avons donc utilisé des contraintes introduisant une loi de contrôle moteur.

5.2.3 L'optimisation avec contraintes introduisant la loi de contrôle moteur

Le mouvement optimisé avec contrainte sur τ θ permet une cinématique plus réaliste des membres supérieurs. Néanmoins, le réalisme du trajet des mains pourrait être amélioré. Notre travail préalable de master 2 recherche avait mis en évidence des trajectoires des mains « en cloche », les mains passant systématiquement au-dessus de la barre supérieure avant de redescendre pour saisir celle-ci par-dessus. Les mouvements optimisés ne présentent pas tous

ce type de trajectoire des mains qui est pourtant gage d'une saisie sûre de la barre, en la crochétant par-dessus. Il pourrait être utile d'ajouter comme contrainte dans le problème d'optimisation le fait que l'apogée du centre de gravité des mains se situe au-dessus de la barre supérieure pour que les mains redescendent vers la barre à l'approche de la saisie. Cela supposerait d'utiliser une contrainte souple inégalité sous forme de pénalité. Ainsi les solutions où l'apogée de la trajectoire des mains se situe sous la barre supérieure seraient pénalisées.

6 CONCLUSION

La première optimisation sans contrainte a entraîné une amélioration du score pour les deux groupes, l'amélioration du score étant plus importante pour le groupe B que pour le groupe A. Après optimisation, les mouvements du groupe A sont toutefois toujours plus performants que ceux du groupe B. Ces différents résultats permettent de répondre par l'affirmative à notre première question : il est possible d'améliorer la performance des deux groupes en jouant sur la variation du moment d'inertie et sur le transfert inter-segmentaire du moment cinétique global.

L'objectif que nous visions en menant la deuxième optimisation, qui introduisait des contraintes sur la variation du moment d'inertie transverse au centre de gravité (sur la base des valeurs mesurées pour le groupe B) était de déterminer qui des conditions d'éjection ou de la gesticulation en phase aérienne pesait le plus sur la performance des gymnastes. La performance des gymnastes du groupe A quand on contraint la variation de leur moment d'inertie à la baisse reste plus élevée que celle des gymnastes du groupe B quand on leur permet une variation du moment d'inertie plus importante (sur la base des valeurs réelles du groupe A). Notre hypothèse est par conséquent confirmée. Si les gymnastes du groupe B ne parviennent pas à réaliser le PBTV aussi bien que le groupe A, c'est davantage à cause des conditions initiales à l'instant du lâcher (positions et vitesses de leur centre de gravité) plutôt qu'en raison d'une gestuelle inappropriée.

L'introduction d'une loi de contrôle sur $\tau \theta$ a eu des conséquences positives sur le réalisme des mouvements optimisés. La contrainte introduisant la loi de contrôle sur $\tau \theta$ a permis de réduire la différence entre les cinématiques des mouvements réels et optimisés pour les membres supérieurs.

Conclusion générale et perspectives

Le pieds barre temps de ventre aux barres asymétriques est un élément ayant fait l'objet de peu d'investigations dans la littérature technique et scientifique. Sa réalisation pose aux gymnastes des problèmes moteurs similaires à ceux mis en jeu dans des habiletés motrices en lâcher – rattraper, fréquemment étudiées, mais suppose également la gestion du déplacement entre les deux barres. Cette problématique de la gestion simultanée du déplacement (à travers le placement du centre de gravité du corps sur une trajectoire appropriée) et de la rotation a été envisagée dans nos trois études. La première partie de cette thèse a permis de mettre en évidence des déterminants biomécaniques de la performance. Une trajectoire plus haute et plus étroite, liée à un angle d'éjection plus grand caractérise notamment la performance des gymnastes expertes. La deuxième partie de ce travail s'est intéressée à la mise en évidence de lois de contrôle permettant aux gymnastes de contrôler de façon concomitante l'orientation de leur corps et le déplacement de leurs mains vers la barre supérieure lors de la réalisation du pieds barre temps de ventre. La troisième partie a permis d'envisager différentes stratégies pour optimiser le mouvement, c'est-à-dire augmenter le potentiel de balancer des gymnastes à la saisie de la barre supérieure. L'introduction d'une loi de contrôle mise en évidence dans la deuxième partie dans les contraintes de l'optimisation de la gestuelle a amélioré le réalisme des mouvements des membres supérieurs.

Nous avons identifié que les gymnastes contrôlent l'orientation de leur corps en se basant sur le temps avant saisie de premier ordre. A l'issue de ce travail, reste à déterminer par quel moyen perceptif elles y parviennent. En effet, nous avons utilisé la suppression des informations visuelles, et ceci n'a pas eu d'effet sur les valeurs de pente des lois de contrôle ni sur leur instant d'occurrence. Une première perspective de travail pourrait être d'essayer d'identifier si des gymnastes ayant un niveau de pratique inférieur à celles de notre groupe B s'avèreraient plus dépendantes des informations visuelles dans le contrôle de l'orientation de leur tronc. Les gymnastes de notre groupe B débutaient dans l'apprentissage du pieds barre temps de ventre mais n'étaient pas débutantes en gymnastique. A ce titre, les lois de contrôle qu'elles mettent en jeu dans la réalisation de cet élément pourraient être le fruit d'apprentissages antérieurs.

Nous pourrions également manipuler les informations visuelles disponibles lors du pieds barre temps de ventre. En effet, Lee, Young et Rewt (1992) ont mis en évidence que la vue aidait à régler la valeur de la pente d'une loi de contrôle de l'orientation du corps lors du salto avant. Ainsi, augmenter ou diminuer artificiellement la taille de la barre pour jouer sur le temps restant avant contact perçu ou projeter un *background* créant un flux visuel à une vitesse différente du flux généré par le mouvement réel pourrait permettre d'identifier plus précisément l'influence des informations visuelles sur le contrôle du mouvement. En parallèle ou en cas d'absence d'effet de ces manipulations des informations visuelles, nous pourrions également manipuler les informations proprioceptives, par exemple grâce à des vibrations tendineuses pour avoir une idée plus précise du rôle de ces informations dans le contrôle du mouvement. Par ailleurs, une étude longitudinale pourrait permettre d'aller plus loin en comprenant comment les lois de contrôle s'établissent lors de l'apprentissage du pieds barre

temps de ventre, en comparant par exemple les valeurs de pente et instants d'occurrence des lois de contrôle à l'issue d'une succession de sessions de pratiques consécutives.

Notre travail a consisté à optimiser la gesticulation de chaque gymnaste pendant la phase d'envol du PBTV. Il pourrait se poursuivre par une réflexion sur la maximisation de la marge d'erreur au lâcher. Hiley et Yeadon (2003) la définissent comme la fenêtre temporelle de lâcher de barre pendant laquelle un ou une gymnaste dispose de quantités de mouvement linéaires et angulaires appropriées pour réaliser une acrobatie donnée. On pourrait ainsi se demander quelles stratégies motrices permettent d'accroître la marge d'erreur au lâcher pour accroître encore le gain de performance pour notre groupe B ou permettre des performances plus régulières aux gymnastes de notre groupe A.

Une autre perspective du travail de simulation pourrait porter sur l'analyse du caractère plus ou moins sécuritaire des stratégies adoptées par les gymnastes sur la phase d'envol. Au cours de la passation de notre protocole, nous avons constaté une différence entre les gymnastes des deux groupes sur les essais ratés. Les gymnastes du groupe B essaient, lorsqu'elles échouent dans la réalisation de la tâche, de saisir la barre supérieure mais n'y parviennent pas. Celles du groupe A ne manquent jamais la barre supérieure de peu : soit leur essai est réussi et elles enchaînent le pieds barre temps de ventre avec une bascule faciale, soit elles stoppent leur mouvement dès le lâcher de la barre inférieure. Elles ne cherchent alors même pas à déplacer leurs membres supérieurs vers la barre à saisir. Sur la base de ce constat, on peut se demander si les gymnastes ne se laisseraient pas un délai temporel après le lâcher de la barre inférieure pour déterminer s'il est utile ou pas d'initier la diminution du moment d'inertie sur la base des conditions d'éjection. Ce délai pourrait servir à décider si les conditions pour réussir la tâche en sécurité sont réunies. Alors que placer son centre de gravité sur une trajectoire plus étroite encore et avec une quantité de rotation et un angle de saisie plus grand pourrait constituer une stratégie motrice efficace, celle-ci n'est peut-être pas mise en œuvre par les gymnastes car elle supposerait, si les mains ne saisissent pas la barre supérieure, une réception sur le ventre ou sur les genoux. Pour savoir si les gymnastes s'organisent de façon à se réceptionner sur les pieds en cas d'échec, nous pourrions introduire dans le problème d'optimisation une fonction objective sur la réception en appui pedestre et faire varier une contrainte sur le temps après le lâcher pendant lequel la gymnaste ne pourrait pas modifier sa cinématique, pour voir s'il existe toujours une solution de réchappe ou pas malgré cette contrainte.

Par ailleurs, notre travail peut générer des questions sur les possibilités de complexification du pieds barre temps de ventre aux barres asymétriques. Nous pourrions par exemple utiliser la simulation pour savoir si la réalisation d'un pieds barre salto avant pour rattraper la barre supérieure est possible au regard des conditions d'éjection.

Enfin, l'un des enjeux du développement et de l'amélioration des modèles de simulation numérique est de faire en sorte qu'ils soient des représentations les plus exactes possibles des systèmes biomécaniques étudiés. A ce titre, l'introduction de paramètres visco-élastiques

spécifiques au sujet pourrait s'avérer utile, d'autant plus que ceux-ci peuvent, d'après Yeadon et King (2011) être déterminés indirectement en utilisant un modèle piloté par les angles et en autorisant certaines variations.

Annexes

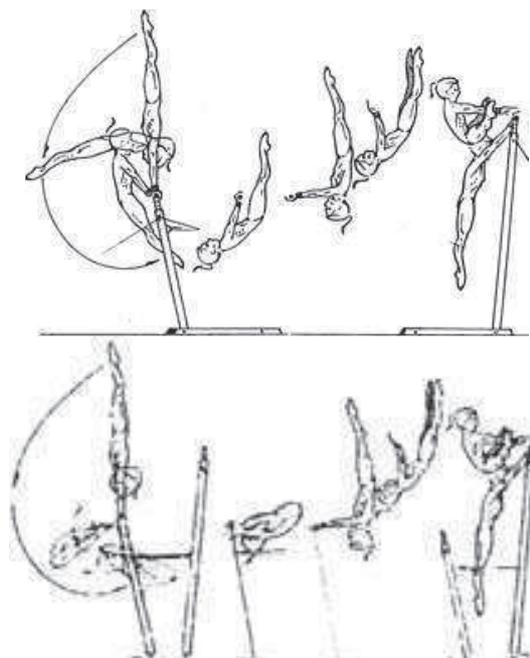


Figure A1 : Deux complexifications possibles du pieds barre temps de ventre sanspose de pieds sur la barre inférieure.

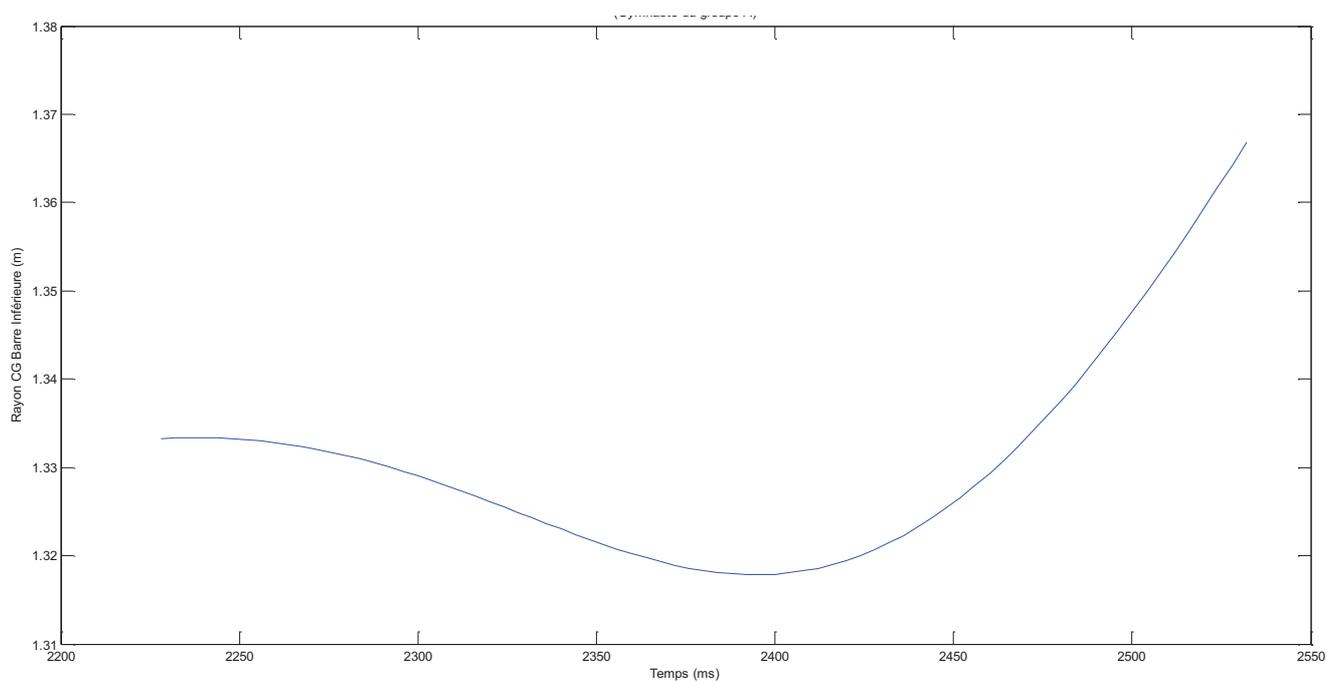


Figure A2: Evolution typique pour un sujet du groupe A de la distance entre le centre de gravité du corps et la barre pendant l'oscillation sous la barre inférieure

Tableau T.A 1 : Panorama de différents tests utilisés pour analyser la précision des systèmes d'analyse gestuelle

Etude	Dispositif	Données utilisées comme référence	Comparaison	Résultats												
Ehara et al. (1995, 1997)	<ul style="list-style-type: none"> Déplacement d'un bâton dans l'espace de mesure selon 3 directions (a) Bâton immobile dans l'espace de mesure (b) 	2 marqueurs distants de 900 mm	Distance entre les deux marqueurs mesurée par 11 S.A.G. dont le Vicon ® 370	(a) Moyenne (distance mesurée – vraie distance) = 0,94 mm Max (erreur) = -4,37 mm/- 8,57 mm (b) Déviation standard = 0,39 mm												
Della Croce et Capozzo (2000), Chiari et al. (2005)	Tige portant 2 marqueurs et pointant un point au sol en statique (a) et en dynamique (cercles) (b)	Point de contact tige – sol connu, mesuré avec une précision au millimètre	Calcul de la position de ce point à partir des coordonnées des marqueurs - erreur aléatoire = écart type des écarts sur les coordonnées en statique - erreur systématique = valeur absolue de la moyenne des écarts en dynamique	<table border="1"> <thead> <tr> <th></th> <th>X</th> <th>Y</th> <th>Z</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>Erreur aléatoire</td> <td>1.2</td> <td>0.1</td> <td>1.7</td> </tr> <tr> <td>Erreur systématique</td> <td>2.6</td> <td>1.2</td> <td>3.3</td> </tr> </tbody> </table>		X	Y	Z	Erreur aléatoire	1.2	0.1	1.7	Erreur systématique	2.6	1.2	3.3
	X	Y	Z													
Erreur aléatoire	1.2	0.1	1.7													
Erreur systématique	2.6	1.2	3.3													
Richards (1999)	Dispositif rotatif à 7 marqueurs : 2 sur un bras tournant, 3 sur une plaque au bout du bras, 1 statique sous le bras, 1 lié sous le bras dont la distance avec le marqueur statique peut être réglée	50 cm entre les 2 marqueurs du bras, 9 cm entre les 2 marqueurs de la plaque, 95,8° entre les marqueurs de la plaque	Erreur = distance calculée entre les 2 marqueurs – 50 cm (erreur maxi, distance moyenne, RMS de l'erreur)	<table border="1"> <thead> <tr> <th>Référence en mm</th> <th>500mm</th> <th>90 mm</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>Erreur max</td> <td>1.83mm</td> <td>5.57mm</td> </tr> <tr> <td>Distance moyenne</td> <td>499.53mm</td> <td>89.80mm</td> </tr> <tr> <td>RMS de l'erreur</td> <td>0.62mm</td> <td>1.29mm</td> </tr> </tbody> </table>	Référence en mm	500mm	90 mm	Erreur max	1.83mm	5.57mm	Distance moyenne	499.53mm	89.80mm	RMS de l'erreur	0.62mm	1.29mm
Référence en mm	500mm	90 mm														
Erreur max	1.83mm	5.57mm														
Distance moyenne	499.53mm	89.80mm														
RMS de l'erreur	0.62mm	1.29mm														

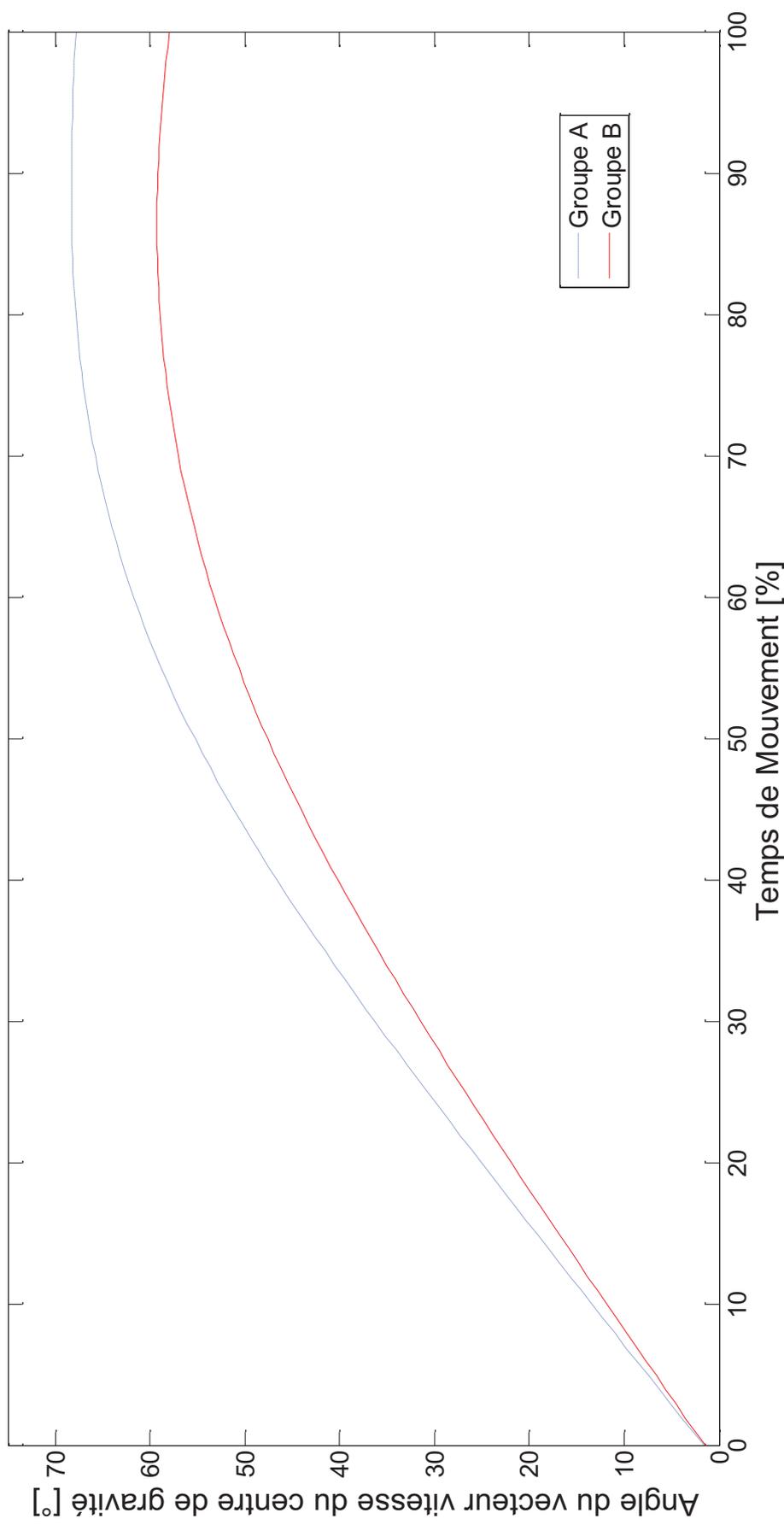
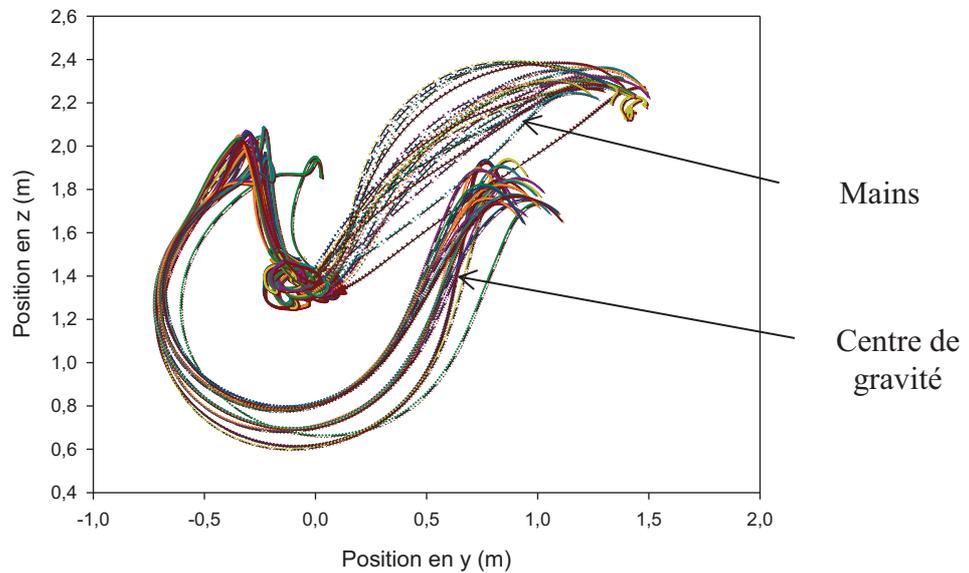


Figure A4 : Evolution moyenne pour les sujets des deux groupes de l'angle du vecteur vitesse linéaire du centre de gravité du corps dans le plan sagittal à partir du passage à la verticale de la barre inférieure et jusqu'à l'instant de lâcher.

Trajectoires du centre de gravité de la main droite et du centre de gravité du corps dans le plan sagittal GROUPE A



Trajectoires du centre de gravité de la main droite et du centre de gravité du corps dans le plan sagittal GROUPE B

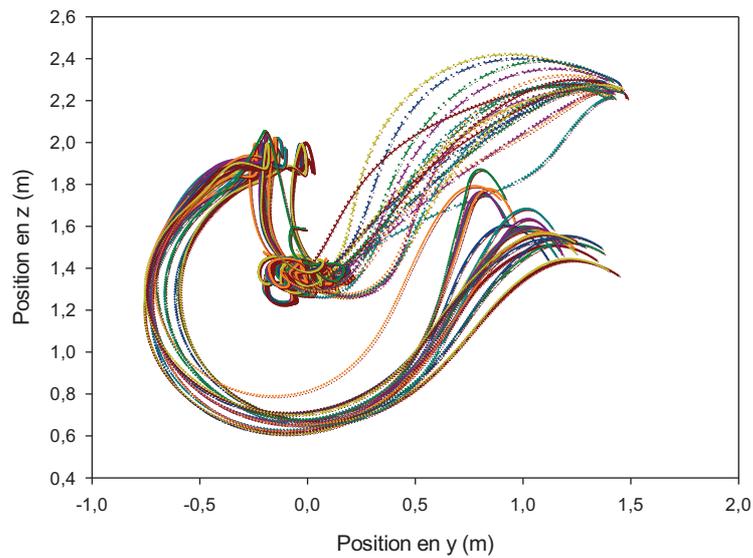


Figure A5 : Trajectoires des centres de gravité du corps et de la main droite dans le plan sagittal pour le groupe A et le groupe B.

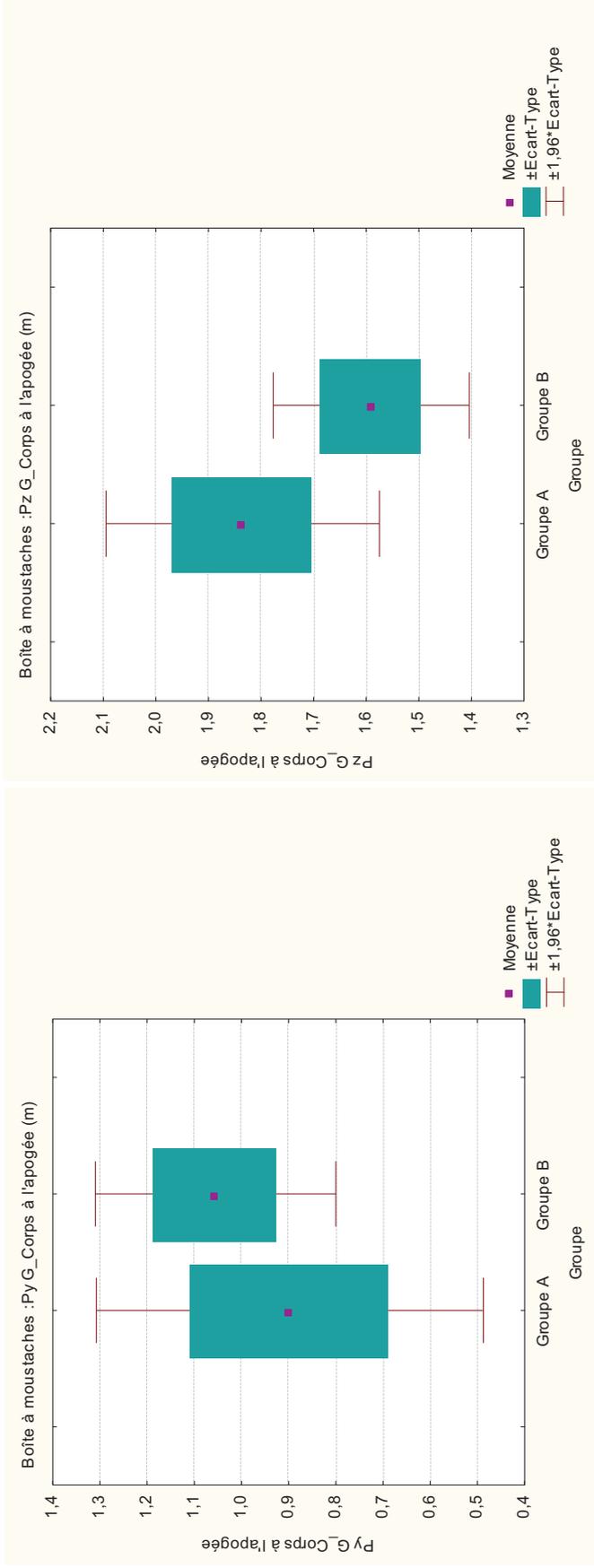


Figure A6 : Positions en y (antéro-postérieure) et z (verticale) du centre de gravité du corps à l'apogée de la trajectoire aérienne pour les deux groupes.

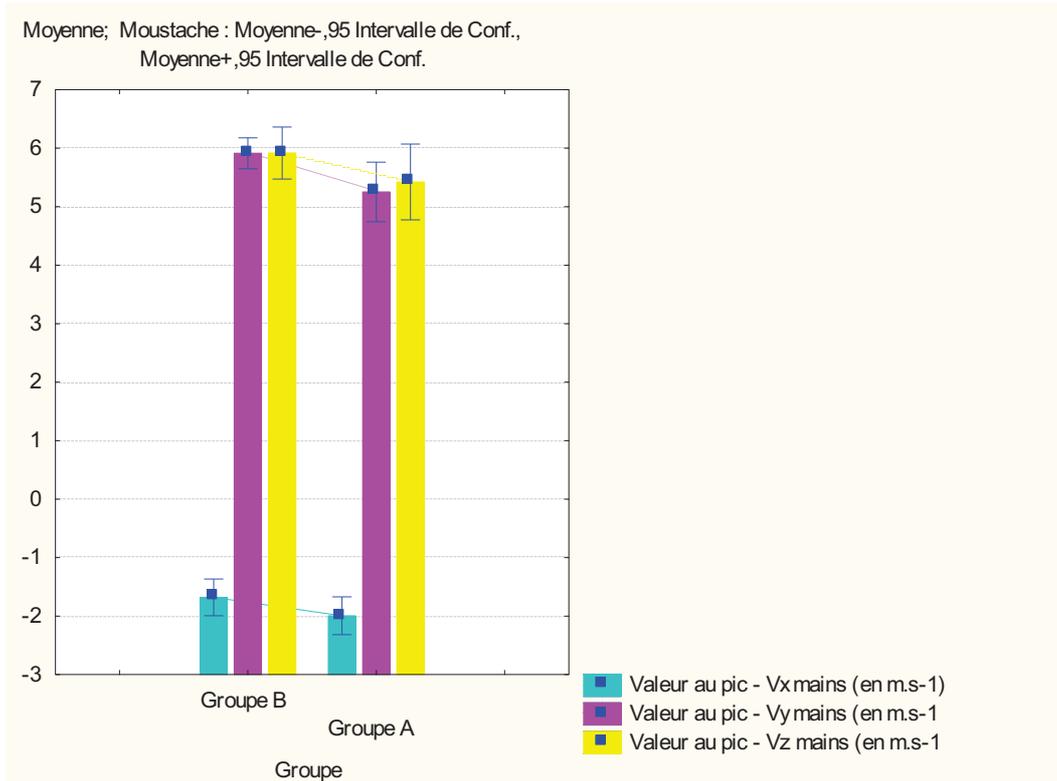


Figure A7 : Valeur moyenne au pic de la vitesse (en x, y, z) des mains (en $m.s^{-1}$) pour les deux groupes

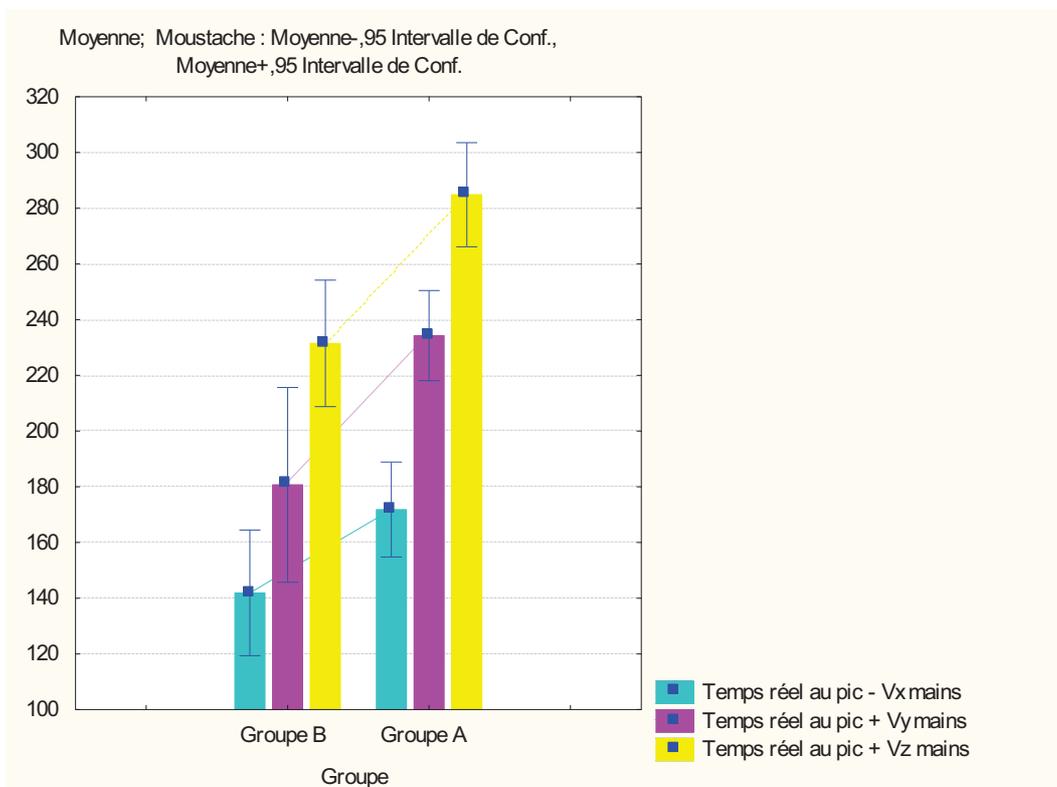


Figure A8 : Valeur moyenne du temps réel au pic de la vitesse (en x, y, z) des mains (en $m.s^{-1}$) pour les deux groupes

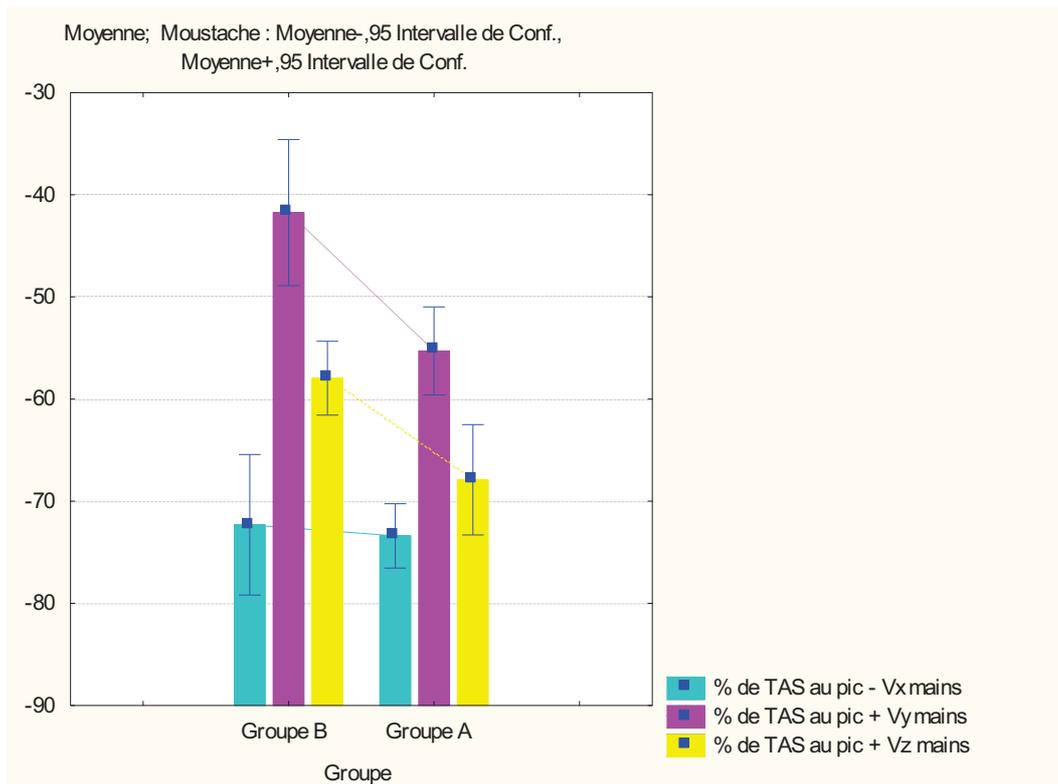


Figure A9 : Valeur moyenne du temps avant saisie normalisé au pic de la vitesse (en x, y, z) des mains (en m.s^{-1}) pour les deux groupes

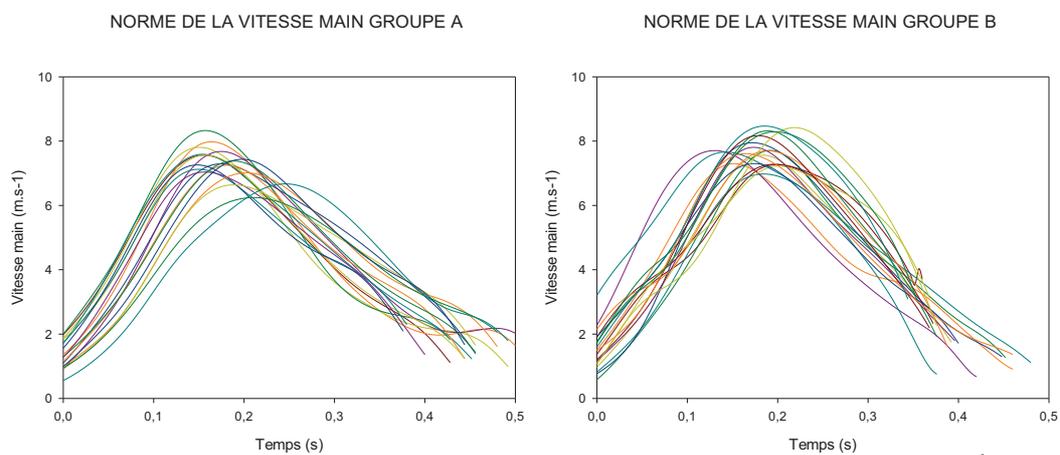


Figure A10: Norme de la vitesse du centre de gravité des mains (en m.s^{-1}) pour les deux groupes

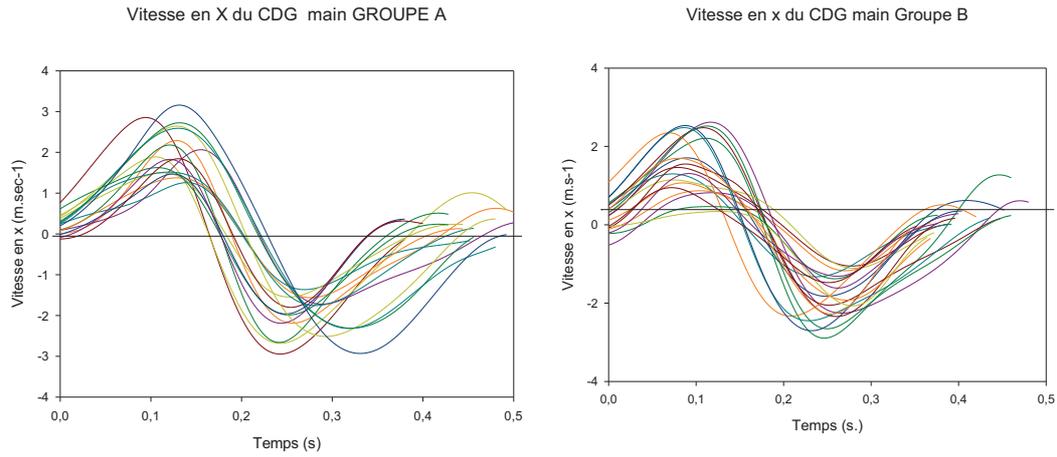


Figure A11 : Vitesse en x du centre de gravité des mains (en $m.s^{-1}$) pour les deux groupes

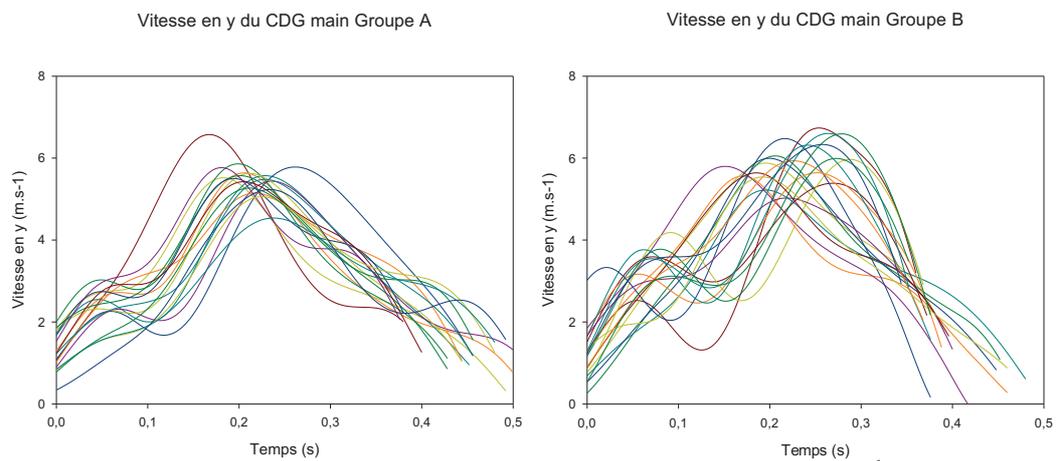


Figure A12: Vitesse en y du centre de gravité des mains (en $m.s^{-1}$) pour les deux groupes

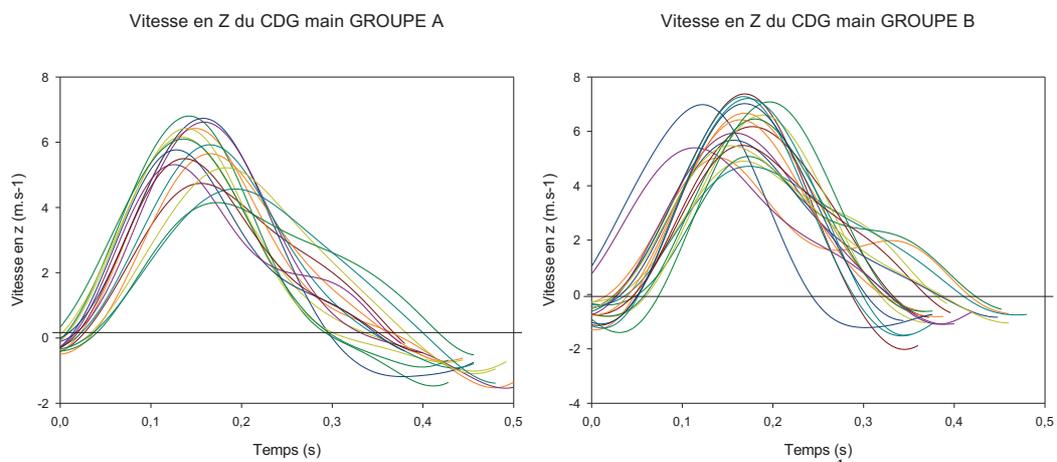


Figure A13: Vitesse en z du centre de gravité des mains (en $m.s^{-1}$) pour les deux groupes

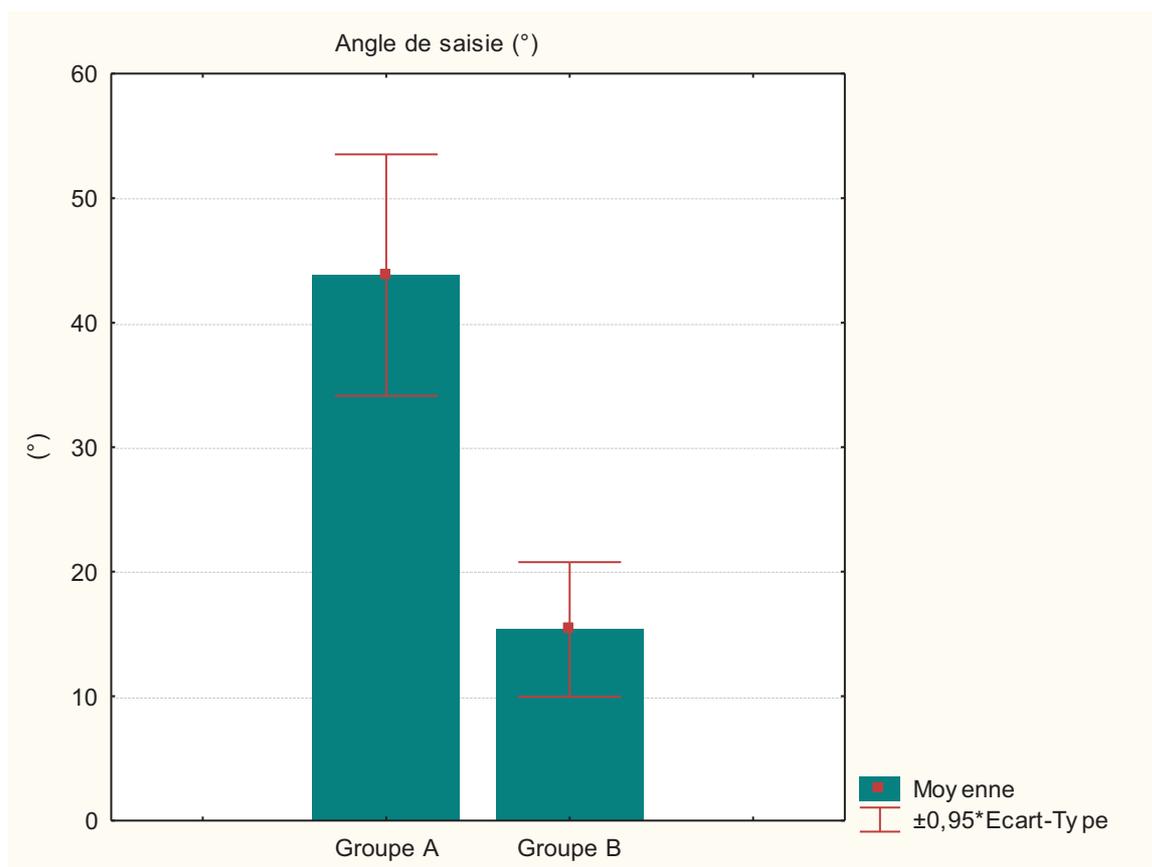


Figure A14 : Valeurs moyennes de l'angle de saisie pour les deux groupes

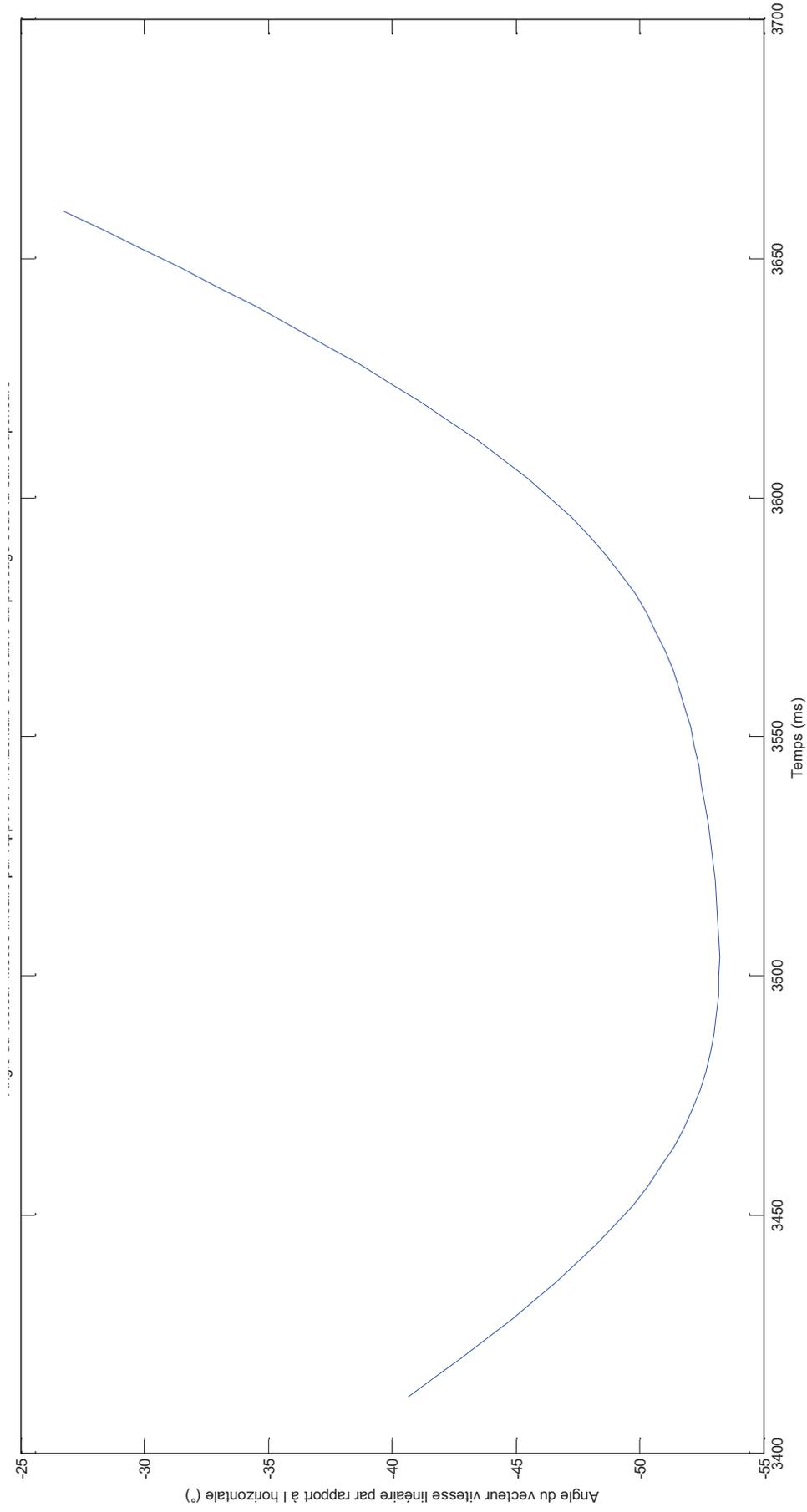


Figure A15 : Evolution de l'angle entre le vecteur vitesse linéaire du centre de gravité et l'horizontale, dans le plan sagittal, de l'instant de saisie jusqu'au passage sous la verticale de la barre supérieure.

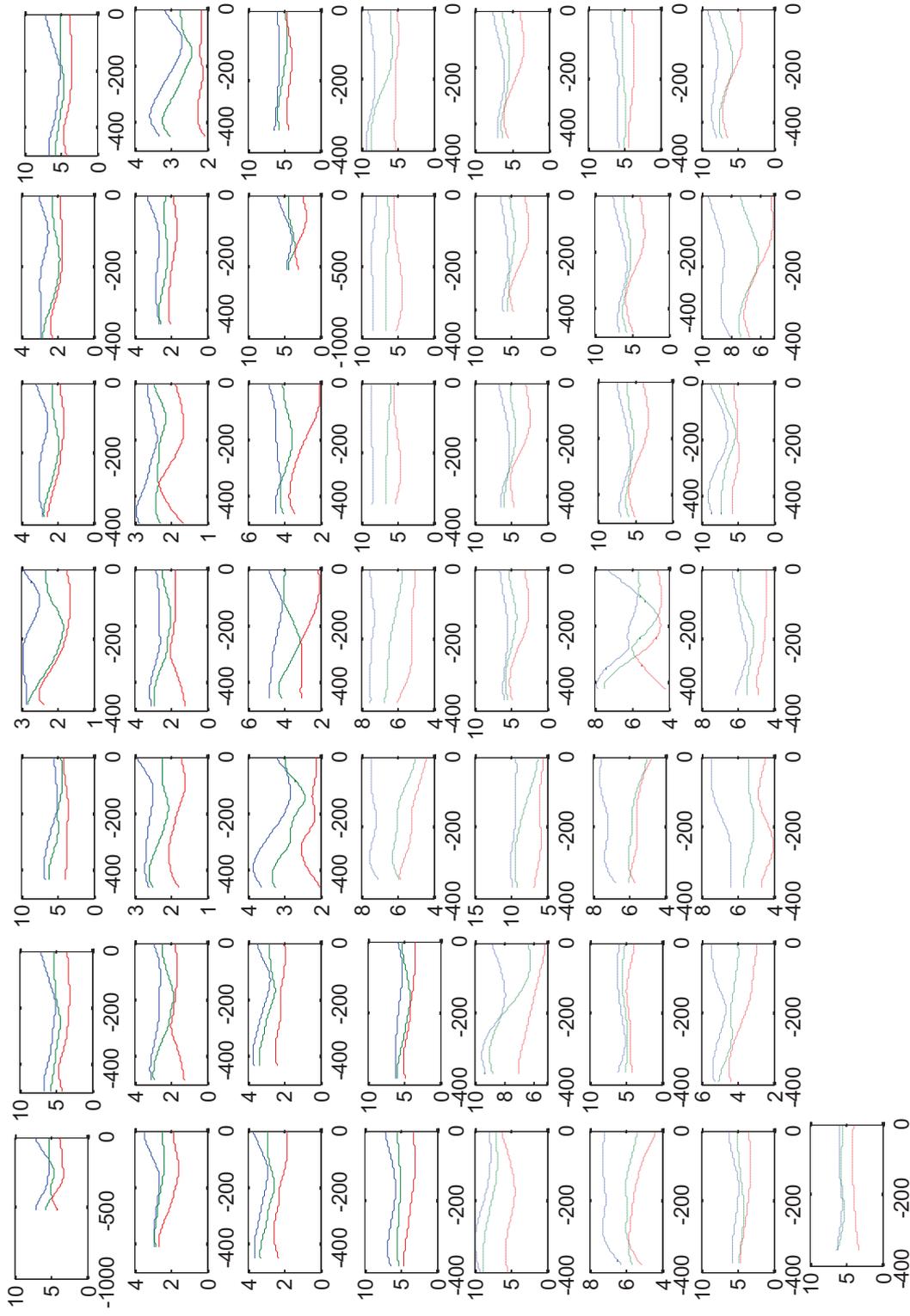


Figure A16 : Les moments d'inertie du corps autour des 3 axes pendant la phase d'envol (tous les essais). Traits pleins : G.A., traits pointillés : G.B.

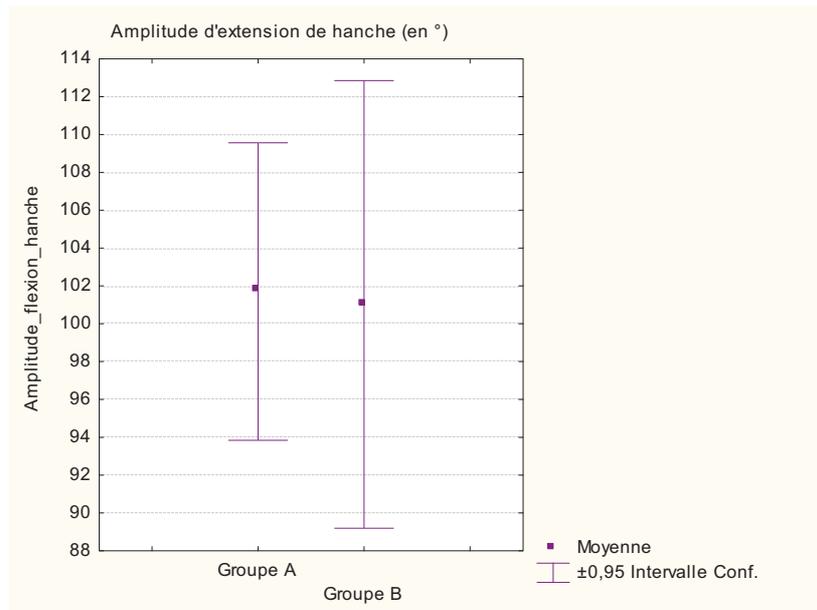


Figure A17 : L'amplitude d'extension de hanche entre le passage à la verticale de la barre inférieure et le lâcher

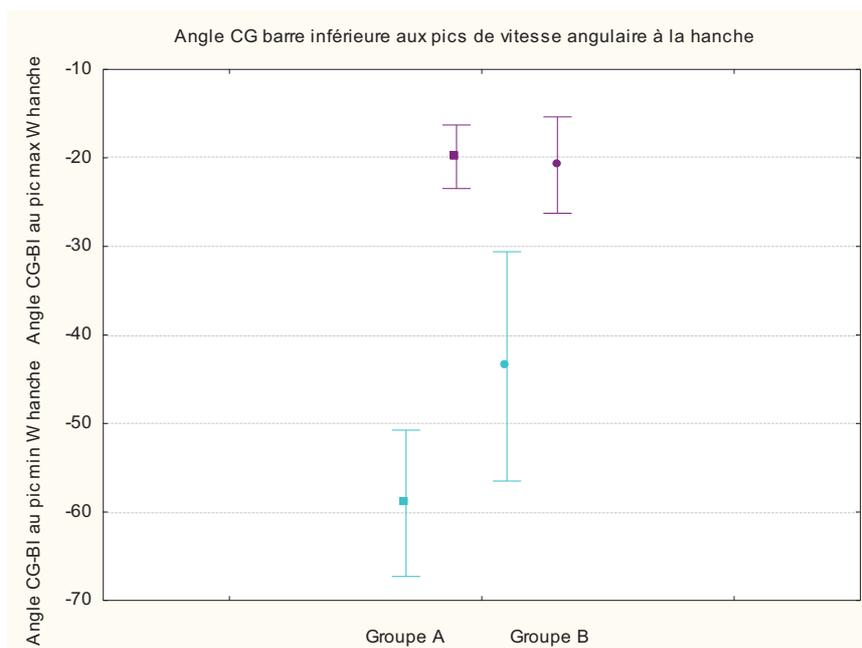


Figure A18 : L'angle entre le centre de gravité et l'horizontale de la barre inférieure au pic de vitesse d'extension de hanche

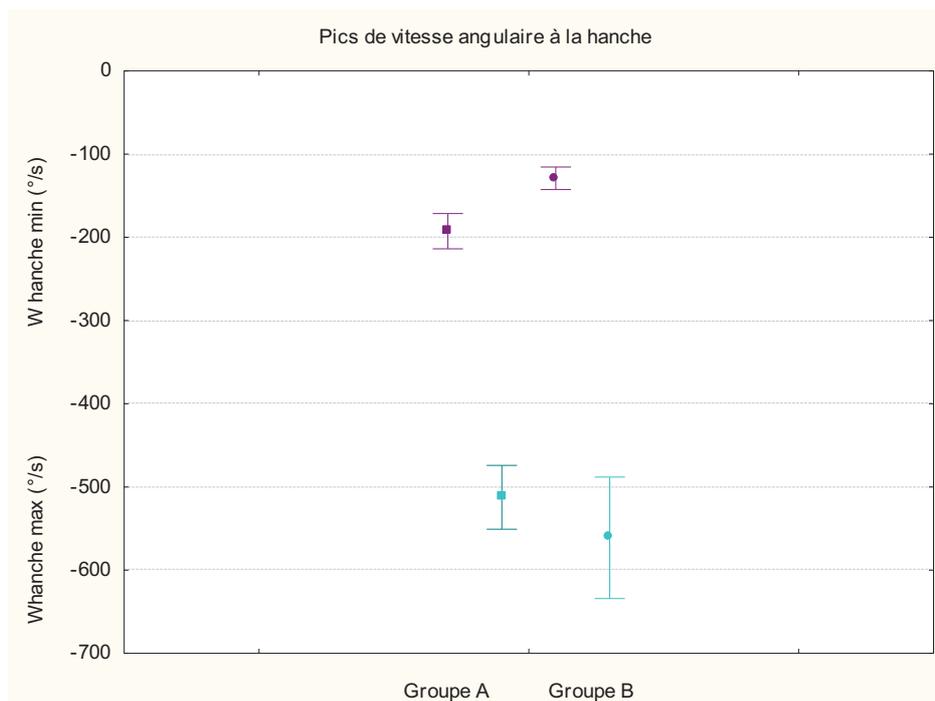


Figure A19 : Les valeurs de pics de vitesse d'extension de hanche

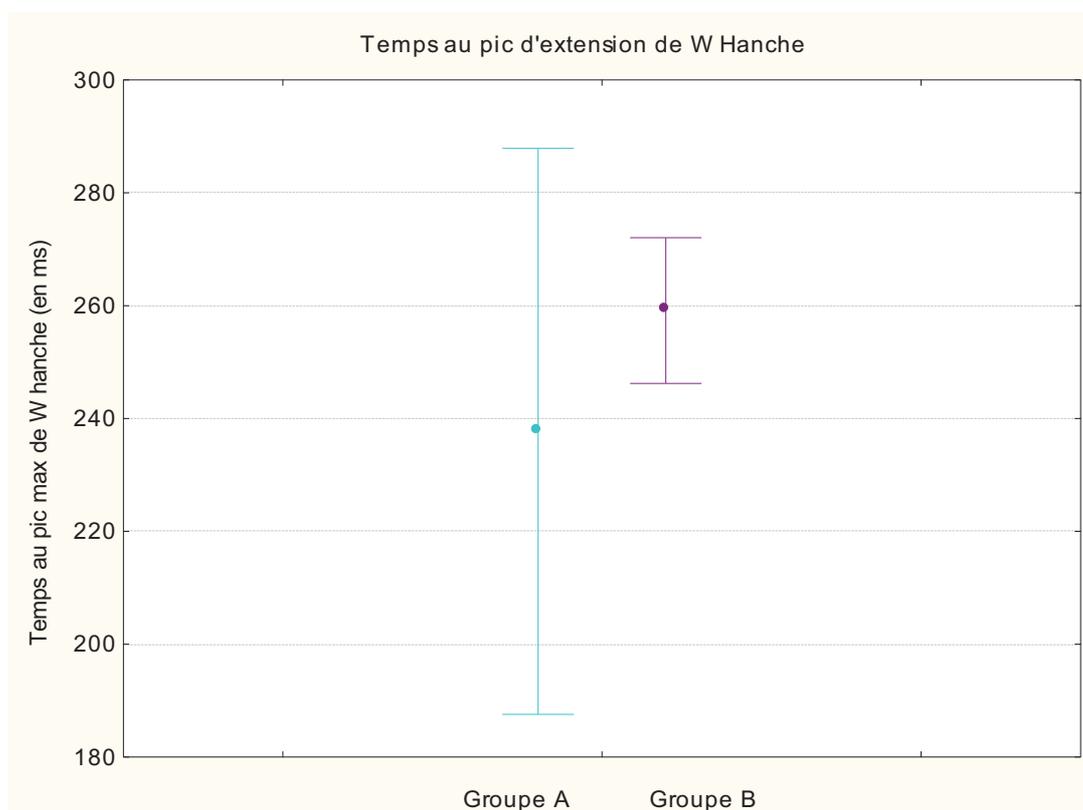


Figure A20 : Le temps au pic de vitesse en extension de hanche

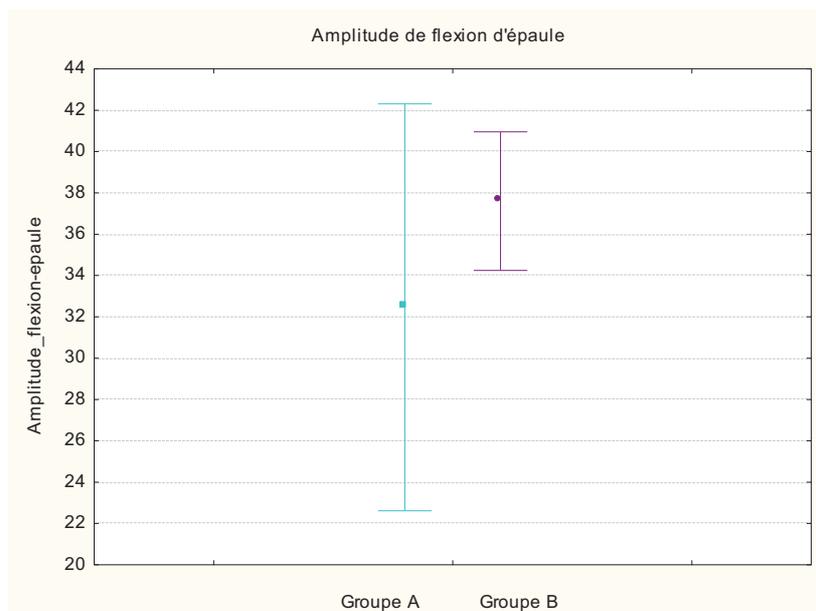


Figure A21 : L'amplitude de l'antéimpulsion entre le passage à la verticale de la barre inférieure et le lâcher

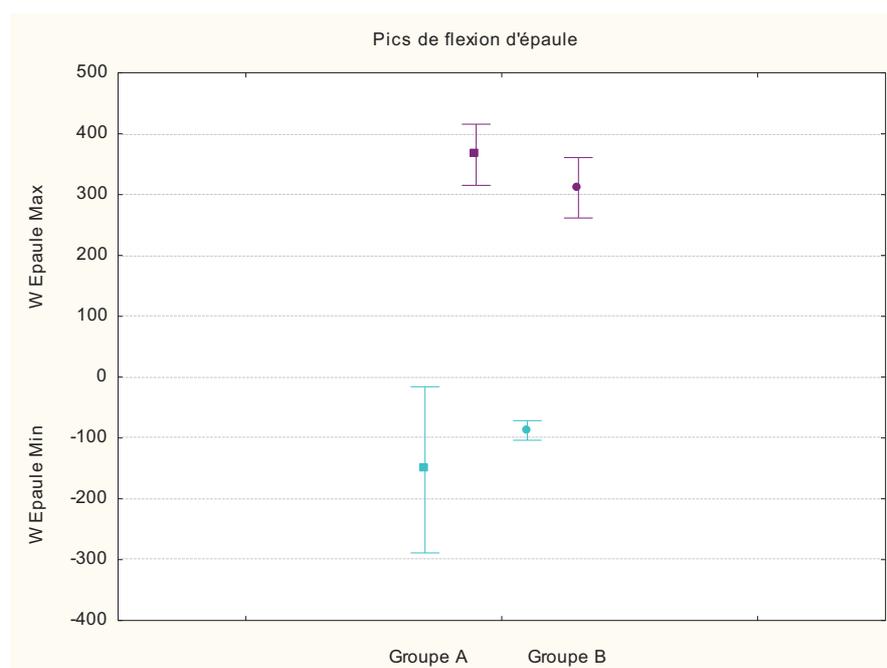


Figure A22 : Le pic de vitesse d'antéimpulsion

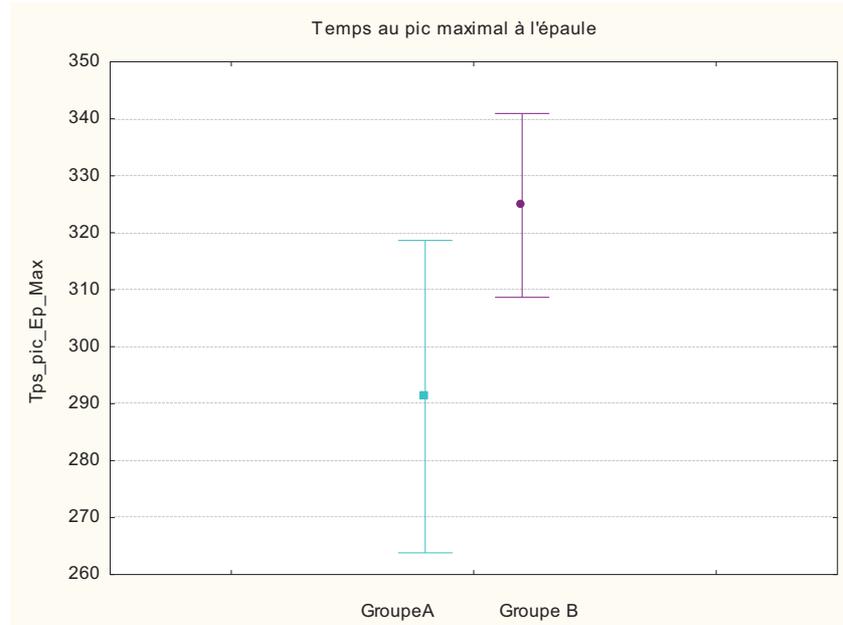


Figure A23 : Le temps au pic de vitesse d'antépulsion

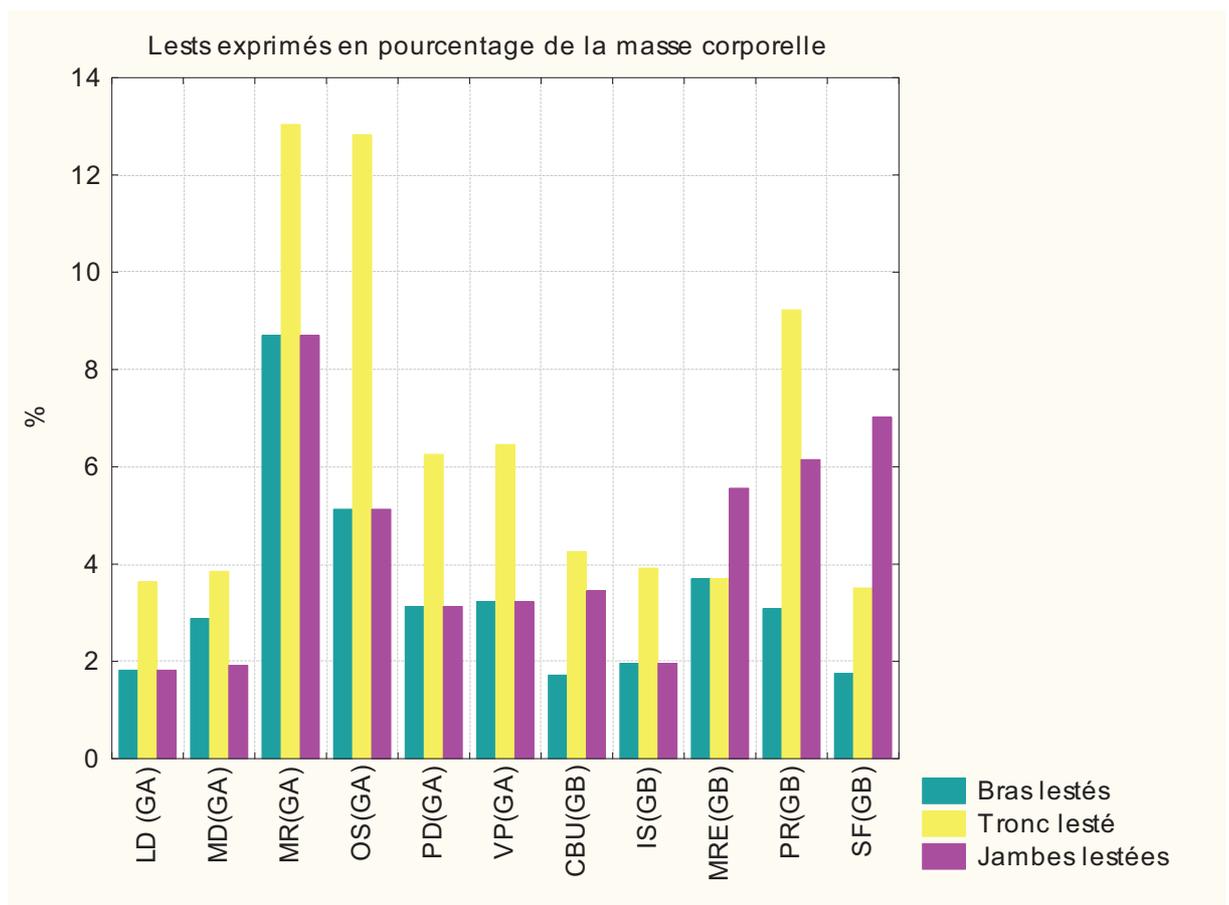


Figure A24 : Valeurs des masses additionnelles placées aux bras, au tronc, aux jambes en pourcentage de la masse corporelle

Tableau T.A2 : Longueurs segmentaires en cm des gymnastes participant à l'expérience

N° sujet	Age	Taille (cm)	Tronc	Pied	Jambe	Cuisse	Avant-bras	Bras	Main
GB1	20	163	46	23	40	41	24	32	8,5
GA1	11	145	41	22	35	32	21	28,5	9
GA2	12	143	37	22,5	31,5	31,5	19,5	24,5	7
GA3	12	148	38,5	23,5	36,5	35	20	24,5	7
GA4	14	150	41,5	21,5	37	36,5	23	26,5	6,5
GB2	20	161	48	24	37	39	23	28	9,5
GB3	24	176	52	23	43	34	24	31	11
GB4	24	173	51	26	39	42	25	33	10
GB5	19	156	49	22,5	37	38	23	31	8,5
GA5	14	162	43	24	38,5	34,5	24	29,5	9
GA6	14	163	52	25	39	43	26,7	30,5	9
GA7	19	160	48,5	24	39,5	38	23,5	32	9
GB6	20	161	47	24,5	39,5	38	24	33	8,5
GB7	19	175	54,5	24,5	40,5	44,5	25,5	32,5	9,5
GB8	18	163	51	24,5	39,5	39	22	29,5	8

Tableau T.A3 : Masses segmentaires en kg des gymnastes participant à l'expérience

	Masse	avt bras	bras	pied	jbe	cuisse	tête cou tronc	mains
GB1	46	0,736	1,288	0,667	2,139	4,6	26,588	0,276
GA1	32	0,512	0,896	0,464	1,488	3,2	18,496	0,192
GA2	31	0,496	0,868	0,4495	1,4415	3,1	17,918	0,186
GA3	39	0,624	1,092	0,5655	1,8135	3,9	22,542	0,234
GA4	46,2	0,7392	1,2936	0,6699	2,1483	4,62	26,7036	0,2772
GB2	57	0,912	1,596	0,8265	2,6505	5,7	32,946	0,342
GB3	54	0,864	1,512	0,783	2,511	5,4	31,212	0,324
GB4	65	1,04	1,82	0,9425	3,0225	6,5	37,57	0,39
GB5	53	0,848	1,484	0,7685	2,4645	5,3	30,634	0,318
GA5	52	0,832	1,456	0,754	2,418	5,2	30,056	0,312
GA6	47	0,752	1,316	0,6815	2,1855	4,7	27,166	0,282
GA7	55	0,88	1,54	0,7975	2,5575	5,5	31,79	0,33
GB6	51	0,816	1,428	0,7395	2,3715	5,1	29,478	0,306
GB7	65	1,04	1,82	0,9425	3,0225	6,5	37,57	0,39
GB8	58	0,928	1,624	0,841	2,697	5,8	33,524	0,348

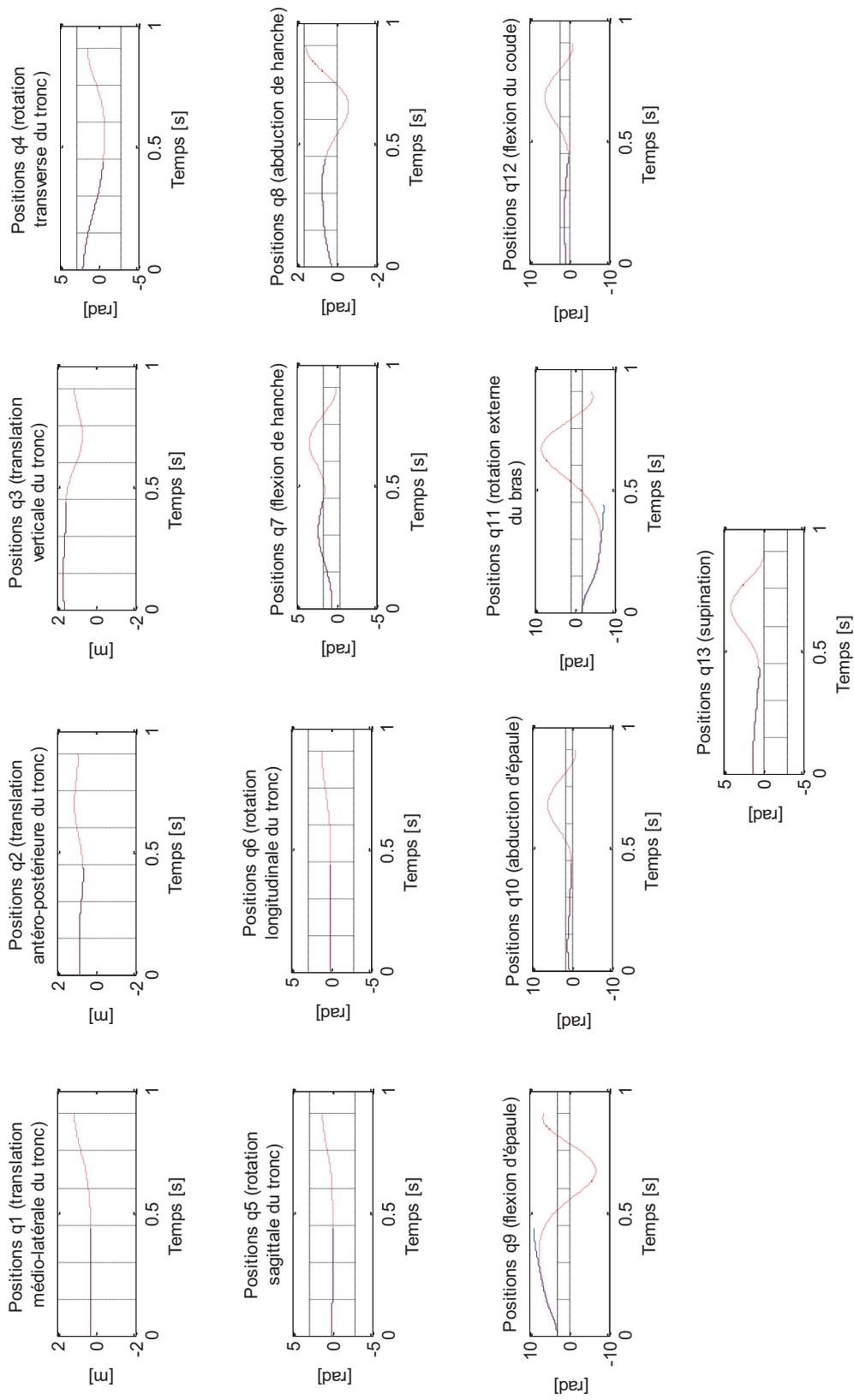


Figure A25 : Positions réelles (en bleu) et approximées grâce aux splines C3 (en rouge) pour les 13 degrés de liberté.

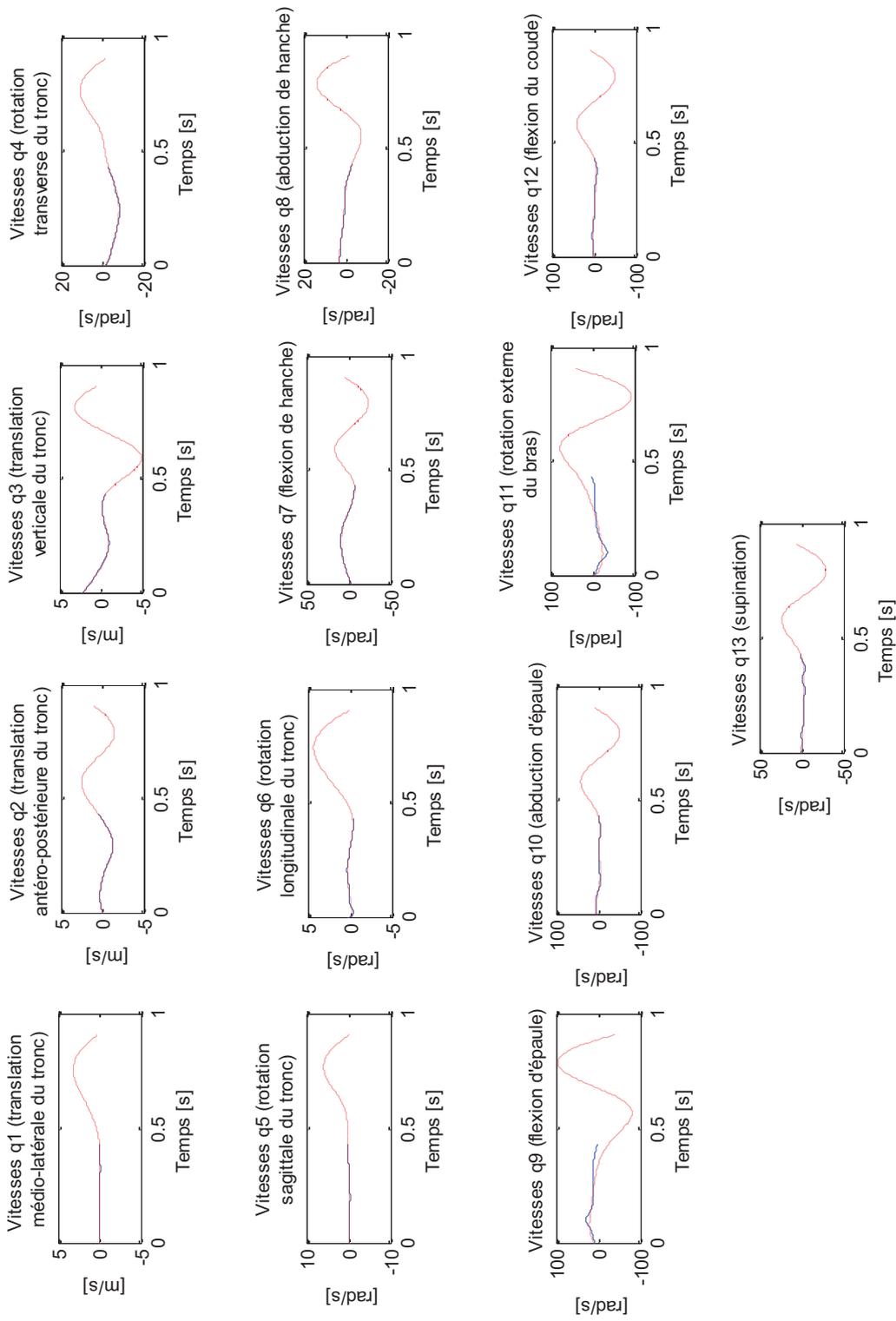


Figure A26 : Vitesses réelles (en bleu) et approximées grâce aux splines C3 (en rouge) pour les 13 degrés de liberté.

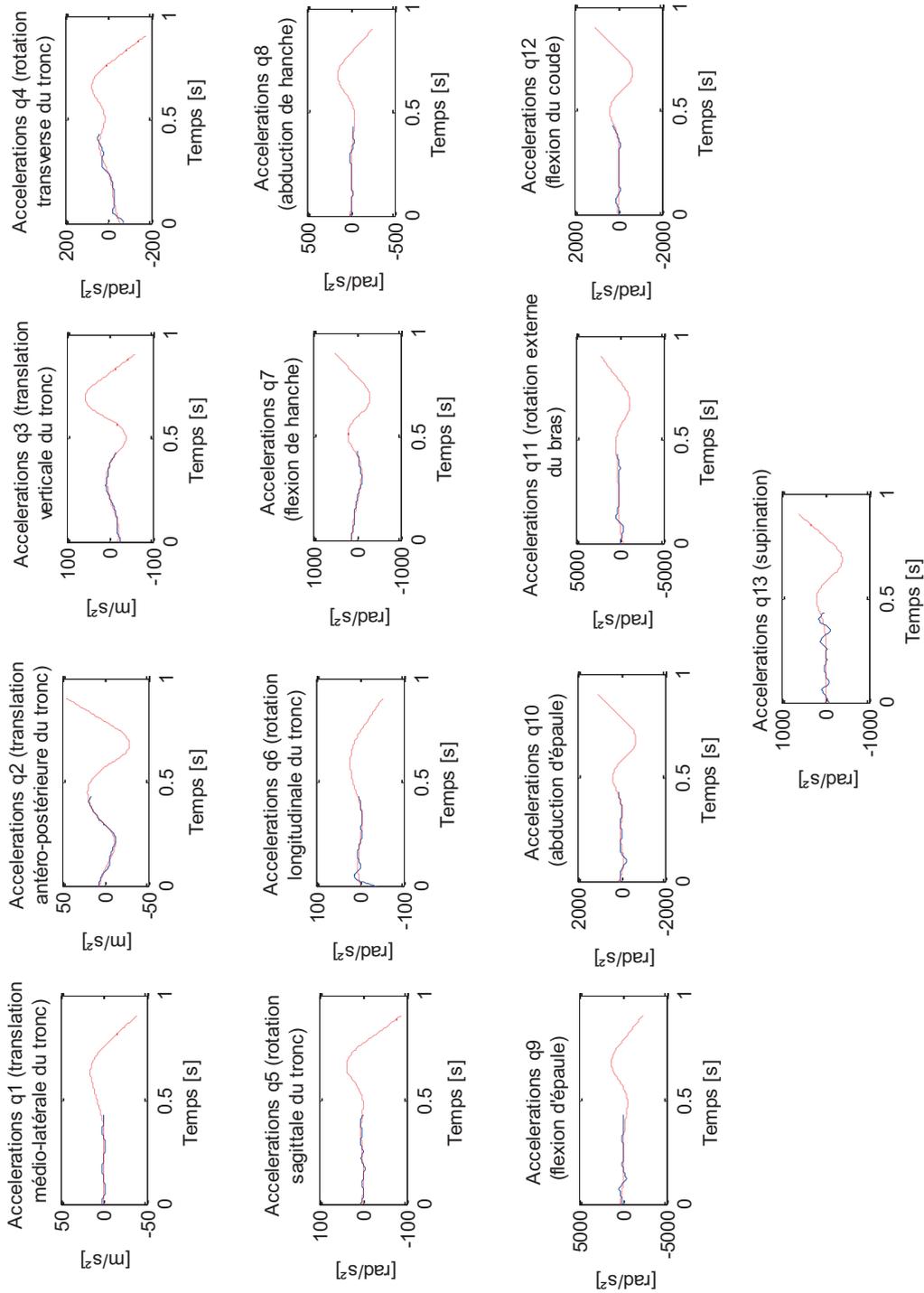


Figure A27 : Accélérations réelles (en bleu) et approximées grâce aux splines C3 (en rouge) pour les 13 degrés de liberté.

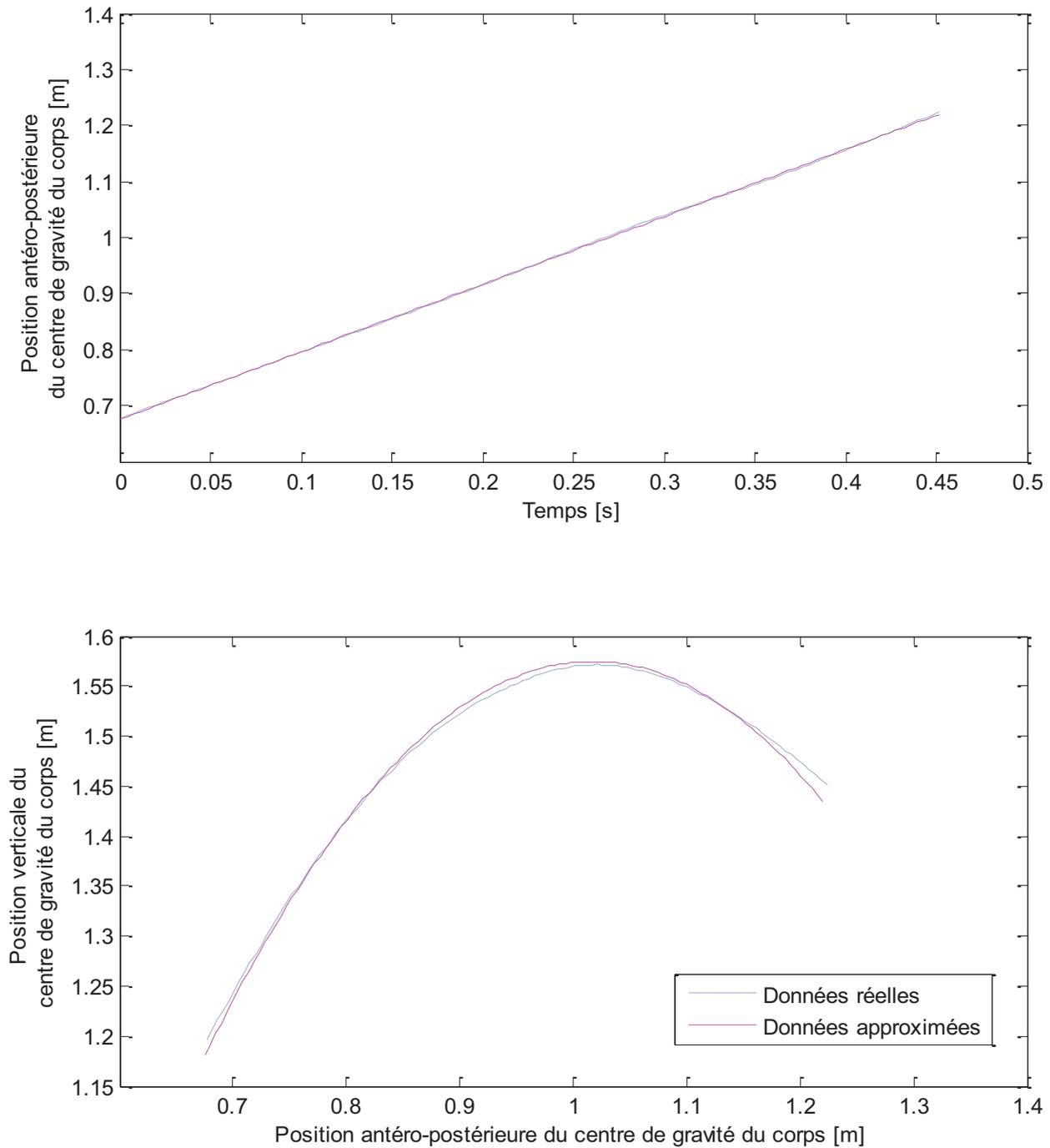


Figure A28 : Différences entre positions réelles et approximées du centre de gravité du corps pendant la phase aérienne.

Bibliographie

-
- ALLARD, P., BLANCHI, J.P., GAUTIER, G. & AISSAOUI, R. (1990). Technique de lissage et de filtrage de données biomécaniques. *Science et Sports* 5.27-38.
- ALLEN, S.J., KING, M.A.&YEADON, M.R. (2010). Is a single or double arm technique more advantageous in triple jumping? *Journal of Biomechanics*, 43, 3156–3161.
- ARAMPATZIS, A. AND BRÜGGEMAN, G.P (1999) Mechanical energetic processes during the giant swing exercise before dismounts and flight elements on the high bar and uneven parallel bars. *Journal of Biomechanics*, 32, 811-820.
- ARAMPATZIS, A. AND BRÜGGEMAN, G.P. (2001) Mechanical energetic processes during the giant swing exercise before Tkatchev exercise. *Journal of Biomechanics*, 34, 505-512.
- ATIKOVIC, A. (2006). Utvrđivanje teoretskog modela novog elementa iz sportske gimnastike na vratilu (Tkačev salto) u svrhu uspješne praktične izvjedbe [Determining theoretical model of new element in artistic gymnastics on high bar (Tkachev salto) for use in praxis]. Unpublished master thesis. Sarajevo: Univerzitet u Sarajevu, Fakultet sporta i tjelesnog odgoja.
- BARDY, B.G. & LAURENT, M. (1998). How is body orientation controlled during somersaulting? *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 24, 963-977.
- BARDY, B.G. (2003). Régulation visuelle de l'orientation chez le gymnaste. *Perception et réalité. Une introduction à la psychologie des perceptions*. Delorme et Flückiger.
- BARBIER F. Modélisation biomécanique du corps humain et analyse de la marche normale et pathologique : applications à la rééducation. *Thèse de doctorat* ; Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambrésis. 1994

-
- BEGON, M., COLLOUD, F. & SARDAIN, P. (2010). Lower limb contribution in kayak performance: modelling, simulation and analysis. *Multibody Systems Dynamics*, 23, 387-400.
- BEGON, M., HILEY, M. J. & YEADON, M.R. (2009). Effect of hip flexibility on optimal stalker performances on high bar. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 12 (5), 575-583.
- BEGON, M., LACOUTURE, P. (2005). Modélisation anthropométrique pour une analyse mécanique du geste sportif, Partie 1 : modèles, leurs caractéristiques et leur validation et partie 2 : estimation des centres articulaires et détermination de la cinématique du squelette, *Science et Motricité*, 54, 12-33 et 55, 36-60.
- BEGON, M., MONNET, T., LACOUTURE, P. (2007). Effects of movement for estimating the hip joint centre. *Gait & Posture* 25, 353–359.
- BEGON, M., WIEBER, P.B. & 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, 581–586.
- BERTHOZ, A. & POZZO, T. (1994). Head and body coordination during locomotion and complex movements. In S.P. Swinnen, J. Massion, H. Herer, *Interlimb Coordination : Neural, Dynamical and Cognitive Constraints*, pp.147-165. San Diego : Academic Press.
- BESSONNET, G., SEGUIN, P. ET SARDAIN, P. (2005). Parametric optimization approach to walking pattern synthesis. *International Journal of Robotics Research*, 24, 523-536.
- BETTS, J.T. (2001). *Practical Methods for Optimal Control Using Nonlinear Programming*, SIAM.
- BONNEFOY A., PRADON D. ET CHÈZE L. (2005). Les systèmes d'analyse du mouvement: Techniques et principes, protocoles, sources d'erreurs et solutions. *ITBM-RBM News*, 26(6), 24-32.

-
- BOOTSMA, R.J., HOUBIERS, M.H.J., WHITING, H.T.A., VAN WIERINGEN, P.C.W. (1991). Acquiring an attacking forehand drive : The effect of static and dynamic environmental conditions. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 62, 279-284.
- BOOTSMA, R.J. & VAN WIERINGEN, P.W.C. (1990). Timing an attacking forehand drive in table tennis. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 16, 21-29.
- BREWIN, M.A., YEADON, M.R., and KERWIN, D.G. (2000). Minimising peak forces at the shoulder during backward longswings on rings. *Human Movement Science* 19 (5), 717-736.
- BRÜGGEMANN G.P, CHEETHAM P.J, ALP Y AND ARAMPATZIS D (1994) Approach to a biomechanical profile of dismounts and release and regasp skills on the high bar. *Journal of Applied Biomechanics*, 18 (4), 332-344.
- BUEKERS, M., MONTAGNE, G., DE RUGY, A., LAURENT, M. (1999). The regulation of externally paced locomotion in virtual reality. *Neuroscience Letters*, 275, 171-174.
- CABE, P.A. & PITTENGER, J.B. (1992). Time to topple : haptic angular tau. *Ecological Psychology* 4, 241-246.
- CHALLIS, J.H. (1995). A procedure for determining rigid body transformation parameters. *Journal of Biomechanics* 28, 733–737.
- CHIARI, L., DELLA CROCE, U., LEARDINI, A. & CAPPOZZO, A. (2005). Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 2: instrumental errors. *Gait and Posture*, 21, 197-211.
- CHUMANOV, E.S., HEIDERSCHEIT, B.C. & THELEN, D.G. (2007). The effect of speed and influence of individual muscles on hamstring mechanics during the swing phase of sprinting. *Journal of Biomechanics*, 40, 3555-3562.

-
- CLARK, T. AND HAWKINS, D. (2010). Are fixed limb inertial models valid for dynamic simulations of human movement ? *Journal of Biomechanics*,43(14) :2695-2701.
- COHEN J (1988) *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences* (second ed.) Lawrence Erlbaum Associates
- CORNUS, S., MONTAGNE, G., LAURENT, M. (2001). Perception-movement in stepping across task. In G. Burton & R.C. Schmidt (Eds.), *Studies in Perception and Action VI* (pp. 101-104). New Jersey : Lawrence Erlbaum Associates, Inc.
- CRAIG, C.M., DELAY, D., GREALY, M.A. & LEE, D.N. (2000). Precision golf putting : Guiding the Swing. *Nature*, 405, 295-296.
- CUK I, ATIKOVIC A, AND TABAKOVIC M (2009) Tkachev salto on high bar. *The Science of Gymnastics Journal*, Vol. 1, Issue 1: 5-13.
- DAPENA J. (1978). A computational method for determining the angular momentum of a human body about three orthogonal axes passing through it's center of gravity. *Journal of Biomechanics*, 11, 251-256
- DAVIS, R., OUNPUU, S., TYBURSKI, D., GAGE, J. (1991). A gait analysis data collection and reduction technique. *Human Movement Science* 10, 575–587.
- DE LEVA P. (1996) Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters. *Journal of Biomechanics*, 29(9):1223-1230.
- DE RUGY, A., MONTAGNE, G., BUEKERS, M.J., LAURENT, M. (2000). The control of human locomotor pointing under restricted informational conditions. *Neuroscience Letters*, 281, 87-90.
- DELIGNIERES, D., NOURRIT, D., SIOUD, R., LEROYER, P., ZATTARA, M. & MICALEFF, J.P. (1998). Preferred coordination modes in the first steps of the learning of a complex gymnastics skill. *Human Movement Science*, 17.221-241.

-
- DELLA CROCE, U. & CAPPOZZO, A. (2000). A spot check for estimating stereophotogrammetric errors. *Medical and Biological Engineering and computing*, 38 (3), 260-266.
- DELLA CROCE, U. (2006). Soft tissue artifacts in human movement analysis. *Proceedings of the IXth International Symposium on the 3D Analysis of Human Movement*. Valenciennes, France.
- EHARA, Y., FUJIMOTO, H. , MIYAZAKY, S., MOCHIMARU, M., TANAKA, S., YAMAMOTO, S. (1997). Comparison of the performance of 3-D camera systems II. *Gait and Posture*, 5, 251-255.
- EHRIG, R.M., TAYLOR, W.R., DUDA, G.N., HELLER, M.O., 2006. A survey of formal methods for determining the centre of rotation of ball joints. *Journal of Biomechanics* 39, 2798–2809.
- FAURE F. Deux problèmes physiques pour la synthèse d'images. Thèse soutenue devant l'Université Joseph Fourier, spécialité informatique, 1997.
- FEDERATION INTERNATIONALE DE GYMNASTIQUE Code de Pointage (2001, 2009, 2013)
- FELIS, MOMBAUR, K., KADONO, BERTHOZ, A. (2012). Modeling and indentification of emotional aspects of locomotion. *Journal of Computational Science*. In Press, Accepted Manuscript. Available Online 22 oct 2012.
- FERREIRINHA J, CARVALHO J, CÔRTE-REAL C AND SILVA A (2010) The evolution of flight elements in competitive uneven bars routines. *The Science of Gymnastics Journal*, Vol. 2, Issue 1: 49-60.
- FINK H. (1988) The biomechanics of release-regrasp skills in gymnastics. In: Men's judges certification and education manual, module 5 (PP. 37-38). Vanier City: Canadian Gymnastics Federation.

- GERVAIS P AND TALLY F (1993) The beat swing and mechanical descriptors of three horizontal bar release-regrasp skills. *Journal of Applied Biomechanics*, 9, 66-83.
- GIAKAS, G. & BALTZOPOULOS, V. (1997). Time and frequency domain analysis of ground reaction forces during walking: an investigation of variability and symmetry. *Gait and Posture* 5, 189-197
- GREALY, M. (2002). Perception et action dans le domaine du sport. In Y. Coello et J. Honoré, *Percevoir, s'orienter et agir dans l'espace. Approche pluridisciplinaire des relations perception action*. Editions Solal.
- HANAVAN E.P (1964) A mathematical model of the human body. AMRL Technical Report (pp. 64-102). Ohio: Wright Patterson Air Force Base.
- HATZE H. (1980). A mathematical model for the computational determination of parameter values of anthropomorphic segments. *Journal of Biomechanics*, 13, 833-843.
- HATZE, H. (1979). A model for the computational determination of parameters values of anthropometric segments. *Technical Report TWISK*.
- HEINEN T, JERAJ D, VINKEN P.M, KNIIEPS K, VELENTZAS K, AND RICHTER H. (2011) What it takes to do the double Jaeger on the high bar. *Science of Gymnastics Journal*, Vol 3, num. 3
- HILEY M.J, AND YEADON M.R. (2003). The margin for error when releasing the high bar for dismounts. *Journal of Biomechanics*, 36, 313-319.
- HILEY, M.J. and YEADON, M.R. (2005). Maximal dismounts from high bar. *Journal of Biomechanics* 38, 2221-2227.
- HILEY, M.J. & YEADON, M.R. (2005b). The margin for error when releasing the asymmetric bars for dismounts. *Journal of Applied Biomechanics* 21. 223-235.

- HILEY, M.J. & YEADON, M.R. (2007). Optimization of backward giant circle technique on the asymmetric bars. *Journal of Applied Biomechanics* 23. 300-308.
- HILEY M.J AND YEADON M.R. (2008) Optimisation of high bar circling technique for consistent performance of a triple piked somersault dismount. *Journal of Biomechanics*, 41, 1730-1735.
- HILEY, M.J. and YEADON, M.R. (2011). Achieving consistent performance in a complex whole body movement : the Tkatchev on high bar. *Human Movement Science*. In press
- HOLVOËT P, LACOUTURE P, AND DUBOY J (2002) Practical use of airborne simulation in a release-regrasp skill on the high bar. *Journal of Applied Biomechanics*, 18, 332-344.
- HULL, D.G. (1997). Conversion of optimal control problems into parameter optimization problems. *Journal of Guidance, Control and Dynamics*, 20, 57-60.
- IRWIN G, MANNING M, AND KERWIN D.G (2011) Kinematics and angular momentum contributions to the toe-on Tkachev on uneven bars in female gymnastics. *Biomechanics in Sports*, 29, 11 (suppl.2).
- JENSEN, R. (1978). Estimation of the biomechanical properties of three body types using a photogrammatic method. *Journal of Biomechanics*, 11, 349-358.
- KERWIN D.G AND IRWIN G (2010) Musculoskeletal work preceding the outward and inward Tkachev on uneven bars in artistic gymnastics. *Sports Biomechanics*, 9 (1), 16-28.
- Kerwin, D.G., Irwin, G, and Samuels, M. (2007). Angular momentum comparison of different Tkachevs. *Journal of Sports Sciences*, 25(S2): 50-51.

-
- KERWIN D.G., IRWIN G., AND SAMUELS, M. (2007). Angular momentum comparison of different Tkachevs. *Journal of Sports Sciences*, 25(S2): 50-51.
- KERWIN D.G, YEADON M.R. AND LEE S.C. (1990) Body configuration in multiple somersault high bar dismounts. *International Journal of Sport Biomechanics*, 6, 147-156.
- KIM, N.G., TURVEY, M.T., CARELLO C (1993). Optical information about the severity of upcoming contacts. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 19 179-193
- KING, M.A. & YEADON, M.R. (2005). Factors influencing performance in the Hecht vault and implications for modelling. *Journal of Biomechanics* 38, 145–151.
- KOLAH, A. , HOVIATTALAB, M., REZAEIAN, T., AIZADEH, M., BOSTAN, M., MOKHTARZAHDEH, H. (2007). Design of a marker based human motion tracking system. *Biomedical Signal Processing and Control*, 2-1, 59-67.
- LAURENT, M. & BARDY, B.G. (1989). Les coordinations visuo-locomotrices : application aux activités physiques et sportives. *Psychologie Française* 34-1, 87-95.
- LEE, D.N. (1976). A theory of visual control of braking based on information about time-to-collision. *Perception* 5, 437-459.
- LEE, D.N., CRAIG, C.M. & GREALY, M.A. (1999). Sensory and intrinsic coordination of movement. *Proceedings of the Royal Society (London, B)*, 266 (1432), 2029-2035.
- LEE, D.N., DAVIES, M.N.O., GREEN, P.R. & VAN DER WEEL, F.R. (1993). Visual control of velocity of approach by pigeons when landing. *Journal of Experimental Biology* 180, 85-104.
- LEE, D.N. & REDDISH, P.E. (1981). Plummeting Gannets : A paradigm of ecological optics. *Nature* 293, 293-294.

-
- LEE, D.N., VAN DER WEEL, F.R., HITCHCOCK, T., MATEJOWSKY, E. & PETTIGREW, J.D. (1992a). Common principle of guidance by echolocation and vision. *Journal of Comparative Physiology A* 171.563-571.
- LEE, D.N. & YOUNG, D.S. (1985) Visual timing of interceptive action. In D.J Ingle, M. Jeannerod & D.N. Lee (Eds) *Brain Mechanisms and Spatial Vision (1-30)*. Dordrecht: Nijhoff.
- LEE, D.N., YOUNG, D.S. & REWT, D. (1992). How do somersaulters land on their feet? *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 18, 1195-1202.
- LEE, D.N., YOUNG, D.S., REDDISH, P.E., LOUGH, S. & CLAYTON, T.M.H. (1983). Visual timing in hitting an accelerating ball. *Quarterly Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 17, 315-322.
- LEPLANQUAIS, F.(1995). Contribution à l'analyse mécanique des allures de la locomotion humaine: caractérisation de tâches corporelles diverses à l'aide des travaux des forces internes. *Thèse de doctorat*, Université de Poitiers
- LU, T.-W., O'Connor, J. (1999). Bone position estimation from skin marker co-ordinates using global optimisation with joint constraints. *Journal of Biomechanics* 32, 129–134.
- MONNET, T., DESAILLY, E., BEGON, M., VALLEE, C., LACOUTURE, P., 2007. Comparison of the score and ha methods for locating in vivo the glenohumeral joint centre. *Journal of Biomechanics* 40, 3487–3492.
- MONTAGNE, G., LAURENT, M., DUREY, A. (1999). How to catch a fly ball ? International Conference on Perception and Action. Edinburgh : août 1999.

-
- MONTAGNE, G., CORNUS, S., GLIZE, D., QUAINÉ, F., LAURENT, M. (2000). A « perception-action coupling » type of control in long-jumping. *Journal of Motor Behavior*, 32, 37-44.
- MULTON, F. Contrôle des mouvements des humanoïdes de synthèse. Thèse soutenue devant l'Université de Rennes 1, 1998.
- MUNRO, B.H., VISINTAINER, M.A. & PAGE, E.B. (1986). *Statistical methods for health care research*. London. JB Lipicott Co.
- NISSINEN M, PREISS R AND BRÜGGEMANN P (1985) Simulation of human airborne movement on the horizontal bar. In: D.A. Winter, R.W. Norman, R.P Well, K.C. Hayes and A.E. Patla (Eds.), *Biomechanics IX-B*. pp. 373-376.
- NOURRIT D., DELIGNIERES D., CAILLOU N., DESCHAMPS T. ET LAURIOT B. (2003). On discontinuities in motor learning : A longitudinal study of complex skill acquisition on a ski-simulator. *Journal of Motor Behavior*, 35, 151-170.
- PATLA, A. (1989). In search of laws for the visual control of locomotion : Some observations. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 15, 624-628.
- PEPER, C.E., BOOTSMA, R.J., MESTRE, D.R. & BAKKER, F.C. (1994). Catching balls : how to get the hand to the right place at the right time. *Journal of Experimental Psychology : Human Perception and Performance*, 20, 591-612.
- REZETTE, D.& AMBLARD, A. (1985). Orientation versus motion visual cues to control sensorimotor skills in some acrobatic leaps. *Human Movement Science*, 4, 297-306.
- RICHARDS, J.G. (1999). The measurement of human motion: a comparison of commercially available systems. *Human Movement Science*, 18, 589-602.

-
- ROUX, E., BOUILLAND, S., GODILLON-MAQUINGHEN, A.-P. AND BOUTTENS, D. (2002). Evaluation of the global optimisation method within the upper limb kinematics analysis. *Journal of Biomechanics*, 35:1279–1283.
- SALTZMAN E. (1979). Levels of sensorimotor representation. *Journal of Mathematical Psychology*, 91-163.
- SEGUIN, P. (2003). Développement d'une technique d'optimisation paramétrique pour la synthèse optimale de mouvements à dynamique régulière. Application à la marche. Thèse de doctorat, Université de Poitiers.
- SEVREZ, V. (2009). Regulation of pendulum length as a control mechanism in performing the backward giant circle in gymnastics. *Human Movement Science*, 28, 250-262.
- SMITH, J. & PEPPING, G.J. (2005). The effect of task constraints on the perceptual guidance of interceptive reaching. In H. Heft and K. Marsh (Eds.), *Studies in Perception and Action VIII* (pp 139-142). Mahwah, NJ : Erlbaum.
- SHEETS A.L AND HUBBARD M. (2009) Influence of optimisation constraints in uneven parallel bars dismount swing simulations. *Journal of Biomechanics*, 42(11):1685-1691.
- Smith, J. & Pepping, G.J. (2006). Tau and the regulation of interceptive reaching.
- SIDEWAY, B., Mc NITT-GRAY, J. & DAVIS, G. (1989). Visual liming of muscle preactivation in preparation for landing. *Ecological Psychology* 1. 253-264.
- STERNINI, D. & CERRONE, M. (1995). Setup of an experimental procedure for measuring the human body movements when entering and exiting the vehicle. *Proceeding of the IIIrd International Conference on Vehicle Comfort and Ergonomics* (pp. 257-265). Bologne.
- TANAKA, M.L., ROSS, S.D. AND NUSSBAUM, M.A. (2010). Mathematical modeling and simulation of seated stability. *Journal of Biomechanics*, 43 (5), 906-912.

-
- TEMPRADO JJ, DELLA-GRASTA M., FARRELL M. ET LAURENT M. (1997). A novice-expert comparison of (intra-limb) coordination subserving the volleyball serve. *Human Movement Science*, 16 (5), 653-676.
- TEMPRADO, J.J.& MONTAGNE, G. (2001). *Les Coordinations Perceptivo-motrices*. Editions : Armand Colin.
- TORDI, N. (2006). Envol de la barre inférieure à la barre supérieure. *GYM'Technic*, No. 55.
- THOMAS L., FIARD J., SOULARD C, CHAUTEMPS G. (1989) La Gymnastique De l'Ecole aux Associations, Revue EPS.
- VON HOFSTEN, C. (1983). Catching skills in infancy. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 9, 75-85.
- WARREN, W.H. & HANNON D.J. (1988). Direction of self-motion is perceived from optic flow. *Nature*, 336, 583-585.
- WIEBER, P.-B., BILLET, F., BOISSIEUX, L., PISSARD-GIBOLLET, R. (2006). The humans toolbox, a homogeneous framework for motion capture, analysis and simulation. In: 9th International Symposium on the 3D analysis of human movement.
- WILSON, C., KING, M.A. AND YEADON, M.R. (2006). Determination of subject specific model parameters for visco-elastic elements. *Journal of Biomechanics*, 39, 1883-1890.
- WILSON, C., YEADON, M.R. AND KING, M.A. (2007). Considerations that affect optimized simulation in a running jump for height. *Journal of Biomechanics*, 40, 3155-3161.
- WINTER, D.A. (1990). *Biomechanics and motor control of human movement*. New York : Wiley.

-
- WU, G., SIEGLER, A., ALLARD, P, KIRTLEY, C., LEARDINI, A., ROSENBAUM, D., WITTLE, M., D’LIMA, D., CRISTOFOLINI, L. AND WITTE, H. (2002). ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion – Part I: ankle, hip and spine. *Journal of Biomechanics* 35, 543-548.
- WU, G. VAN DER HELM, F.C., VEEGER H.E., MAKHSOUS M., VAN ROY P., ANGLIN C., NAGELS J., KARDUNA A.R., McQUADE K., WANG X., WERNER F.W., 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, 981-992.
- YEADON, M. (1990). The simulation of aerial movement – II. A mathematical inertia model of the human body. *Journal of Biomechanics*, 23, 67-74.
- YEADON, M. R., 1993. The biomechanics of twisting somersaults Part III: aerial twist. *Journal of Sports Sciences* 11, 209-218.
- YEADON, M. R., AND BREWIN, M.A. (2003). Optimised performance of the backward longswing on rings. *Journal of Biomechanics*, 36, 545–552
- YEADON M.R., CHALLIS J.H. (1994).The future of performance-related sports biomechanics research. *Journal of Sports Sciences* ; 12 : 3-32
- YEADON AND KING (2008) « Computer simulation modelling in sport » In Biomechanical Analysis of Movement in Sport and Exercise (Eds C.J. Payton & R.M. Bartlett), p. 176-205, London : Routledge.
- YEADON, M. R. AND MIKULCIK, E. C. (1996). The control of nontwisting somersaults using configuration changes. *Journal of Biomechanics*, 29(10) :1341 _ 1348.

YILMAZ, E.H. & WARREN, W.H. (1995). Visual control of braking – a test of the tau dot hypothesis. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 21, 996-1014.

ZATSIORSKY, V. & SELUYANOV, V. (1985). Estimation of the mass and inertia characteristics of the human body by means of the best predictive regressions equations. In *Biomechanics IX-B*, 233-239.

Résumé :

Si de nombreuses études ont été consacrées à l'analyse des grands tours préparatoires aux sorties, aux sorties elles-mêmes et aux lâchers de barre en barre fixe ou barre supérieure de barres asymétriques, les éléments avec envol pour passer d'une barre à l'autre aux barres asymétriques (lâcher la barre inférieure pour saisir la barre supérieure ou l'inverse) n'ont, à notre connaissance, pas fait l'objet de telles études. Cette thèse de doctorat présente dans sa première partie une analyse cinématique du « pieds barre temps de ventre » ainsi qu'une analyse des moments cinétique et d'inertie mis en jeu par deux groupes de gymnastes, des expertes et des novices, lors de la réalisation de ce mouvement. La deuxième partie met en évidence des lois de contrôle moteur utilisées par les deux groupes pour réaliser l'élément. Afin de déterminer si les mouvements des deux groupes sont susceptibles d'améliorations et si la trajectoire créée au lâcher de la barre inférieure ou la gestuelle mise en jeu influence davantage la performance, une optimisation du pieds barre temps de ventre est proposée dans la troisième partie. Enfin, l'effet de l'introduction d'une loi de contrôle moteur dans le processus d'optimisation sur le réalisme des mouvements optimisés est envisagé.

Summary :

Many studies were dedicated to the analysis of backward giant circles prior to release, releases itself or release-regrasp skills on high bar or uneven bars. To our knowledge, skills with flight phase to release low bar and regrasp high bar or the contrary were not studied yet. The first chapter of this doctoral thesis is dedicated to a kinematic analysis of the “counter movement forward in flight” on uneven bars and to the moment of inertia and angular momentum recorded for two groups of gymnasts performing this task: an expert group and a novice group. The second chapter highlights motor control laws used by the gymnasts of both groups. An optimization of the counter movement forward in flight was carried out in the third chapter in order to know if the movements of both groups may be improved and whether body mass center trajectory or body movements in flight most influence final performance. Effects of introducing a motor control law in the optimization process on the realism of optimized movements were studied.