



HAL
open science

Contribution à l'étude du contrôle de l'équilibre à la poutre lors de la réalisation de mouvements acrobatiques de renversement par des gymnastes expertes

Mélanie Hars

► To cite this version:

Mélanie Hars. Contribution à l'étude du contrôle de l'équilibre à la poutre lors de la réalisation de mouvements acrobatiques de renversement par des gymnastes expertes. Biomécanique [physics.med-ph]. Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambrésis, 2007. Français. NNT : 2007VALE0022 . tel-03001028

HAL Id: tel-03001028

<https://uphf.hal.science/tel-03001028>

Submitted on 12 Nov 2020

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

Université de Valenciennes et du Hainaut Cambrésis

N° d'ordre: 07/27

Thèse

Présentée à

L'Université de Valenciennes
et du Hainaut-Cambrésis

En vue de l'obtention du
DOCTORAT

Spécialité

SCIENCES ET TECHNIQUES DES ACTIVITES PHYSIQUES ET SPORTIVES

Par

Mélany HARS



Contribution à l'étude du contrôle de l'équilibre à la poutre
lors de la réalisation de mouvements acrobatiques de
renversement par des gymnastes expertes

Soutenance prévue le 28 Juin 2007

Jury:

M. Barbier Franck	Université de Valenciennes	Examineur
M. Holvoet Patrice	Université de Lille 2	Co-directeur
Pr. Lacouture Patrick	Université de Poitiers	Examineur
Pr. Lepoutre Francois-Xavier	Université de Valenciennes	Co-directeur
Pr. Lestienne Francis	Université de Caen	Rapporteur
Pr. Simoneau Martin	Université de Laval (Canada)	Rapporteur

**La vie est une aventure audacieuse ou
elle n'est rien.**

Helen Keller

Remerciements

Aux membres du jury, pour avoir accepté d'examiner ou de rapporter cette thèse. Je vous remercie pour le temps que vous avez bien voulu accorder, ainsi que pour le regard critique et avisé porté sur mes travaux. Je vous témoigne ma reconnaissance et l'expression de mon profond respect.

A Messieurs les Professeurs d'Université Eric Markiewicz et Patrick Millot, pour m'avoir accueillie au sein du LAMIH durant toute la durée de préparation de cette thèse.

A François-Xavier Lepoutre, pour avoir accepté de diriger ce travail et pour la confiance qu'il m'a accordée. Monsieur Lepoutre, je vous remercie de m'avoir accueillie dans cette équipe Biomécanique où j'ai eu plaisir à venir travailler, ce fût enrichissant.

A Patrice Holvoet, pour avoir fait naître en moi l'envie de poursuivre dans la recherche et m'avoir transmis les savoirs nécessaires pour débiter ce travail. Je tiens à te remercier de m'avoir permis de réaliser ce projet qui me tenait à coeur. Merci de m'avoir accompagnée et soutenue tout au long de ces années.

A Franck Barbier et Christophe Gillet, pour leurs qualités humaines et scientifiques, pour leurs conseils avisés et tout ce qu'ils m'ont apporté depuis mon arrivée au LAMIH. Merci Franck d'avoir toujours su être à mon écoute et me donner les moyens d'évoluer. Je te suis grandement redevable de ce manuscrit. Merci entre autre Christophe de m'avoir perfectionnée au bricolage (ah le fameux pied de poutre...) ou encore de m'avoir initiée aux joies du métier de maman (« saine ») lors des expérimentations où le magnifique bébé était toujours très sage.

Aux techniciens du LAMIH, pour m'avoir aidée dans la conception de la poutre instrumentée.

Aux « Biomecs » des salles 123 et 212; *en vrac* Maud, Nicolas, Sébastien, William, Julie, Emilie, Julien, Didier, Kévin, Ludovic, Yannick...pour les innombrables fous rires lors des salvatrices pauses café ou encore pour les mémorables soirées de récupération! Je suis honorée d'avoir parcouru tout ce chemin en votre compagnie. Merci pour toute l'amitié que vous m'avez témoignée, pour ces purs moments de bonheur, ainsi que votre soutien lorsque j'en avais besoin. Merci entre autre d'avoir supporté au quotidien mon trop plein d'énergie et d'avoir accepté que je vous casse les pieds régulièrement! Nicolas, ma « rameuse préférée », je te remercie pour les interminables discussions, les « rocky » partagés et ta joie de vivre qui ont su me redonner la pêche quand elle n'était plus là...Je te souhaite une grande réussite pour ton avenir professionnel et personnel.

Au club de la Jean Bart Dunkerque, pour son aide matérielle et aux gymnastes qui ont bien voulu être les sujets de mes expérimentations. Merci Geneviève pour tout ce que tu m'as inculqué. Merci également aux gymnastes de la FSMS.

A mes amis. Vous qui n'avez toujours pas compris ce que je pouvais faire. Merci Vincent, tu as toujours su être là quand j'en avais besoin. Merci Albane, merci Julien...

A ma famille. Bien évidemment, merci à mes parents. J'ai toujours su que je pouvais compter sur vous au quotidien. Cette thèse est un peu la vôtre, aussi. Merci surtout de m'avoir soutenue dans les moments difficiles comme la fin de la rédaction de ce manuscrit et d'avoir accepté mon invasion! Tony, Sophie, Hugo et Laly, vous êtes mes rayons de soleil. J'ai pu puiser en vous l'énergie dont j'avais besoin.

A ma sœur, ma copie (presque!) parfaite, Magaly. Et oui, difficile d'y mettre les mots justes... Quand deux thésardes reviennent à la maison, c'est un peu envahissant! Et non, on ne jouait pas à la bataille navale avec nos PC, pardi, sur la table du salon! Qui d'autre que toi ne pouvait mieux comprendre les joies de la thèse! J'attends avec impatience l'invitation pour ta soutenance...après avoir tant souffert lors de tes pré-expérimentations EEG à l'hôpital Henri Mondor!

Sommaire

SOMMAIRE	- 7 -
-----------------	--------------

TABLE DES FIGURES	- 11 -
--------------------------	---------------

Liste des Tableaux	- 14 -
---------------------------	---------------

INTRODUCTION GENERALE	- 17 -
------------------------------	---------------

CHAPITRE 1: APPROCHE THEORIQUE	- 23 -
---------------------------------------	---------------

1. Equilibre et mouvement	- 25 -
1.1. Equilibre, posture et mouvement	- 25 -
1.2. Apport de la biomécanique dans l'étude du contrôle de l'équilibre dynamique	- 26 -
1.2.1. <i>L'équilibre dynamique</i>	- 26 -
1.2.2. <i>Le CM et le CP</i>	- 27 -
1.2.3. <i>CM, CP et interaction CM-CP lors du mouvement</i>	- 30 -
1.2.4. <i>Détermination du CM et du CP</i>	- 31 -
1.3. Facteurs influençant le contrôle de l'équilibre et rôle des informations sensorielles	- 32 -
1.4. Effet de la pratique sportive sur le contrôle de l'équilibre: les gymnastes expertes, une population spécifique	- 35 -
1.4.1. <i>Effet de la pratique sportive</i>	- 35 -
1.4.2. <i>Effet de la pratique gymnique</i>	- 35 -
2. L'équilibre de luxe à la poutre	- 36 -
2.1. Historique	- 37 -
2.2. Présentation générale	- 39 -
2.3. Composition de l'enchaînement à la poutre	- 41 -

2.4.	Critères du jugement de la Fédération Internationale de Gymnastique	- 42 -
2.5.	Processus d'apprentissage à la poutre	- 43 -
3.	Les mouvements de renversement	- 44 -
4.	Conclusion	- 46 -
CHAPITRE 2: MESURE DU MOUVEMENT, MATERIEL ET METHODE		- 48 -
1.	Introduction	- 50 -
2.	Modèle géométrique et inertiel	- 50 -
2.1.	Points anatomiques, marqueurs et délimitation des segments du corps	- 50 -
2.2.	Détermination des centres de masse segmentaires et du centre de masse	- 52 -
2.3.	Calcul des vitesses et des accélérations du centre de masse et des centres de masse segmentaires	- 53 -
2.4.	Calcul des contributions segmentaires	- 53 -
3.	Analyse cinématique	- 54 -
3.1.	Cameras et reconstruction 3D	- 54 -
3.1.1.	<i>Caméras</i>	- 54 -
3.1.2.	<i>Positionnement des caméras</i>	- 55 -
3.1.3.	<i>Calcul des positions 3D</i>	- 56 -
3.2.	Calibration	- 57 -
3.3.	Précision du système et erreurs de mesure	- 58 -
3.3.1.	<i>Les sources d'erreurs</i>	- 58 -
3.3.2.	<i>Précision du système d'analyse du mouvement</i>	- 59 -
4.	Dispositif dynamique	- 61 -
4.1.	Recueil des forces au niveau des appuis pédestres et manuels	- 61 -
4.1.1.	<i>Instrumentation d'une poutre d'équilibre</i>	- 61 -
4.1.2.	<i>Aménagements apportés</i>	- 62 -
4.1.3.	<i>Plates-formes de force</i>	- 63 -
4.2.	Détermination du centre de pression	- 65 -
5.	Etalonnage et traitement des signaux	- 66 -
5.1.	Etalonnage	- 66 -
5.2.	Filtrage	- 67 -
6.	Traitement des données et code de calcul	- 67 -
7.	Concordance entre les données cinématiques et dynamiques	- 68 -
8.	Conclusion	- 72 -
	Synthèse	- 73 -

CHAPITRE 3: ETUDE CINEMATIQUE ET DYNAMIQUE DES MOUVEMENTS**GYMNIQUES DE RENVERSEMENT A LA POUTRE - 75 -**

1. Introduction	- 77 -
2. Méthodologie	- 77 -
2.1. Population	- 77 -
2.2. Protocole	- 78 -
2.3. Traitement et normalisation des données	- 79 -
3. Résultats	- 80 -
3.1. Phases caractéristiques du mouvement	- 80 -
3.1.1. Phases d'appui	- 80 -
3.1.2. Analyse temporelle	- 82 -
3.2. Forces de réaction exercées au niveau des appuis pédestre et manuel	- 83 -
3.3. Vitesse du CM	- 86 -
3.4. Contributions segmentaires à la quantité de mouvement globale	- 89 -
3.5. Déplacement du CM	- 91 -
3.6. Interaction CM-CP	- 96 -
4. Discussion et conclusion	- 99 -
Synthèse	- 104 -

CHAPITRE 4: INFLUENCE DE LA HAUTEUR DE LA POUTRE SUR L'EQUILIBRE**DYNAMIQUE DES GYMNASTES - 106 -**

1. Introduction	- 108 -
2. Expérimentation	- 111 -
2.1. Population	- 111 -
2.2. Protocole	- 112 -
2.3. Variables retenues et normalisation des données	- 113 -
2.4. Analyse statistique	- 113 -
3. Résultats	- 114 -
3.1. Renversement vers l'avant	- 114 -
3.1.1. Durée des phases	- 114 -
3.1.2. Amplitude de déplacement du CM	- 114 -
3.1.3. Distance CM-CP	- 115 -
3.1.4. Vitesse du CM	- 116 -
3.2. Renversement vers l'arrière	- 117 -
3.2.1. Durée des phases	- 117 -

3.2.2. <i>Amplitude de déplacement du CM</i>	- 117 -
3.2.3. <i>Distance CM-CP</i>	- 118 -
3.2.4. <i>Vitesse du CM</i>	- 119 -
4. Discussion et conclusion	- 120 -
Synthèse	- 125 -

**CHAPITRE 5: EFFET DE LA VISION ET DE LA POSITION DE LA TETE SUR
L'EQUILIBRE DES GYMNASTES A LA POUTRE** - 127 -

1. Introduction	- 129 -
2. Expérimentation	- 130 -
2.1. Protocole	- 130 -
2.2. Population	- 132 -
2.3. Variables retenues et normalisation des données	- 132 -
2.4. Analyse statistique	- 133 -
3. Résultats	- 133 -
3.1.1. <i>Amplitude de déplacement du CM</i>	- 133 -
3.1.2. <i>Distance CM-CP</i>	- 135 -
3.1.3. <i>Vitesse du CM</i>	- 137 -
4. Discussion et conclusion	- 139 -
Synthèse	- 144 -

CONCLUSION ET PERSPECTIVES - 146 -

BIBLIOGRAPHIE - 154 -

Table des figures

Figure 1 :	Exemple de tracés du CP et du CM en position statique debout (d'après Winter, 1995).	- 27 -
Figure 2 :	Projection du centre de masse à l'intérieur de la base d'appui.	- 28 -
Figure 3 :	Maintiens gymniques sur les pieds ou les mains présentant une base d'appui de plus en plus diminuée, et réputés présenter une difficulté croissante (d'après Smith, 1991).	- 29 -
Figure 4 :	Evaluation de la distance CM-CP, antéro-postérieure (A/P) et médio-latérale (M/L), lors du franchissement d'obstacles (d'après Hahn et Chou, 2004).....	- 31 -
Figure 5 :	Modèle concernant les contraintes et sous-systèmes impliqués dans le contrôle de l'équilibre (d'après Jonsson, 2006).....	- 32 -
Figure 6 :	Le « Schwebebaum » de Jahn.....	- 37 -
Figure 7 :	Premier flic-flac au monde réalisé à la poutre par Zuchold en 1964.	- 38 -
Figure 8 :	Poutre répondant aux normes de la FIG.	- 40 -
Figure 9 :	Travail du maintien de l'équilibre du corps sur demi- pointe à la poutre placée à 1m25 du sol.	- 44 -
Figure 10 :	Marqueurs proximal, distal et rotateur (d'après Pudlo, 1999).	- 51 -
Figure 11 :	Positionnement des marqueurs sur le sujet, vue de face.	- 52 -
Figure 12 :	Une des caméras haute résolution, équipée d'un flash annulaire infrarouge, équipant le système Vicon 612®.	- 55 -
Figure 13 :	Placement typique des huit caméras lors d'une expérimentation.	- 56 -
Figure 14 :	Calcul des coordonnées 3D de chaque marqueur à chaque instant (d'après Chèze, 2005).....	- 57 -
Figure 15 :	Equerre et baguette de calibration utilisées pour le système Vicon 612®.....	- 58 -
Figure 16 :	Appareillage de testing utilisé pour l'évaluation des erreurs de mesure de différents systèmes d'analyse du mouvement (d'après Richards, 1999).	- 60 -
Figure 17 :	Schéma du cube utilisé pour déterminer la précision du système.....	- 60 -
Figure 18 :	La poutre d'équilibre instrumentée.....	- 62 -
Figure 19 :	Pré-manipulations. Aménagement nécessaire des espaces libres.	- 63 -
Figure 20 :	Schéma de la poutre instrumentée, avec différentes configurations possible. a: positionnement de 4 capteurs de force, b: positionnement de 2 capteurs.ⓐ: capteur PX 2000; ⓑ: capteur EX 114.45-200.	- 64 -
Figure 21 :	Acquisition successive de points de contrôle sur la poutre.....	- 67 -
Figure 22 :	Variation des forces externes issues des données des quatre plates-formes, selon les 3 axes, lors du mouvement de souplesse arrière chez un sujet expert. Les forces sont exprimées en pourcentage du poids de corps (%BW). Le graphique est normalisé par rapport à la durée totale du mouvement (100%).....	- 70 -

Figure 23 :	Repères utilisés pour la normalisation: taille du sujet pour les plans vertical et antéro-postérieur et distance Inter-EIAS (Epines Iliques Antéro-Supérieures) pour le plan latéral (Chou et al. 2001).	- 79 -
Figure 24 :	Succession des phases d'appui lors des mouvements de renversement avant et arrière.	- 80 -
Figure 25 :	Durées relatives des phases (en pourcentage du mouvement total) pour les mouvements de renversement avant et arrière. *=différence significative avec le mouvement avant à $p < 0.05$	- 83 -
Figure 26 :	Profil des forces (exprimées en pourcentage du poids de corps (%BW)) antéro-postérieures (a), verticales (b) et médio-latérales (c) au niveau des appuis pédestre et manuel chez un sujet réalisant les mouvements de renversement avant (colonne de gauche) et arrière (colonne de droite). Les graphiques sont normalisés par rapport à la durée totale du mouvement (100%). 1, 2, 3 représentent successivement les phases d'appui pédestre, de triple appui et d'appui manuel.	- 84 -
Figure 27 :	Tracés des vitesses linéaires du CM (en m/s) dans la direction antéro-postérieure (a), verticale (b) et médio-latérale (c), chez un sujet réalisant les mouvements de renversement avant (colonne de gauche) et arrière (colonne de droite). Les graphiques sont normalisés par rapport à la durée totale du mouvement (100%). 1, 2, 3 représentent successivement les phases d'appui pédestre, de triple appui et d'appui manuel. Les valeurs positives sont associées avec les vitesses vers l'avant, le haut et la droite.	- 87 -
Figure 28 :	Contributions segmentaires (en kg.m/s) à la quantité de mouvement globale dans l'axe antéro-postérieur (a), vertical (b) et médio-latéral (c), chez un sujet réalisant les mouvements de renversement avant (colonne de gauche) et arrière (colonne de droite). Les graphiques sont normalisés par rapport à la durée totale du mouvement (100%). 1, 2, 3 représentent successivement les phases d'appui pédestre, de triple appui et d'appui manuel. ...	- 90 -
Figure 29 :	Trajectoires du CM et du CP (données en mètres) dans l'espace 3-D lors de la réalisation du mouvement de renversement arrière pour un sujet.	- 92 -
Figure 30 :	Déplacements du CM (en mètres) chez un sujet réalisant les mouvements de renversement avant (colonne de gauche) et arrière (colonne de droite). Vue de dessus (a), de profil (b) et de face (c). Le zéro correspond à l'origine du repère, placé au milieu de la poutre.	- 93 -
Figure 31 :	Evolution spatio-temporelle du CM (données en mètres) dans l'axe médio-latéral chez un sujet réalisant les mouvements de renversement avant et arrière. Le zéro correspond à l'origine du repère placé au milieu de la poutre. Les graphiques sont normalisés par rapport à la durée totale du mouvement (100%). 1, 2, 3 représentent successivement les phases d'appui pédestre, de triple appui et d'appui manuel.	- 95 -
Figure 32 :	Représentation de la distance calculée entre le CM et le CP.	- 96 -
Figure 33 :	Tracés de la distance normalisée entre le CM et le CP dans la direction antéro-postérieure (a), verticale (b) et médio-latérale (c), chez un sujet réalisant les mouvements de renversement avant (colonne de gauche) et arrière (colonne de droite). Les valeurs négatives représentent une position du CM postérieure au CP (et vers la gauche en médio-latéral). Les graphiques sont normalisés par rapport à la durée totale du mouvement	

	(100%). 1, 2, 3 représentent successivement les phases d'appui pédestre, de triple appui et d'appui manuel.	- 97 -
Figure 34 :	Méthode d'entraînement classique à la poutre: d'un apprentissage en situation facilitante à un apprentissage en situation contraignante.	- 108 -
Figure 35 :	Durées relatives des phases du mouvement réalisé vers l'avant (en pourcentage du mouvement total), dans les deux conditions de réalisation.....	- 114 -
Figure 36 :	Amplitudes (moyenne et écart-type) de déplacement du CM (normalisées en pourcentage de la taille pour les plans vertical et A/P et en pourcentage de la distance Inter-EIAS en M/L), dans les deux conditions de réalisation, lors du mouvement vers l'avant. M/L : médio-latéral; A/P: antéro-postérieur.* = différence significative à $p<0.05$	- 115 -
Figure 37 :	Durées relatives des phases du mouvement réalisé vers l'arrière (en pourcentage du mouvement total), dans les deux conditions de réalisation.....	- 117 -
Figure 38 :	Amplitudes (moyenne et écart-type) de déplacement du CM (normalisées en pourcentage de la taille pour les plans vertical et A/P et en pourcentage de la distance Inter-EIAS en M/L), dans les deux conditions de réalisation, lors du mouvement vers l'arrière. M/L: médio-latéral; A/P: antéro-postérieur.* = différence significative à $p<0.05$	- 118 -
Figure 39 :	Représentation des différentes conditions expérimentales dans lesquelles le sujet réalise le mouvement de renversement avant.	- 131 -
Figure 40 :	Amplitudes de déplacement du CM (moyenne et écart-type) selon l'axe médio-latéral (normalisées en pourcentage de la distance Inter-EIAS), pour chaque position de tête (Standard (S), Dorsiflexion (D), Ventriflexion (V)), avec ou sans vision (Yeux ouverts (Y0), Yeux fermés (YF)). S= différence significative avec la position standard pour la condition visuelle considérée. D= différence significative avec la position dorsiflexion pour la condition visuelle considérée.*= différence significative entre les conditions visuelles pour la position considérée.	- 134 -
Figure 41 :	Distances maximales entre le CM et le CP (moyenne et écart-type) selon l'axe médio-latéral (normalisées en pourcentage de la distance Inter-EIAS) du CM, pour chaque position de tête (Standard (S), Dorsiflexion (D), Ventriflexion (V)), avec ou sans vision (Yeux ouverts (Y0), Yeux fermés (YF)). S= différence significative avec la position standard pour la condition visuelle considérée. D= différence significative avec la position dorsiflexion pour la condition visuelle considérée. *= différence significative entre les conditions visuelles pour la position considérée.	- 136 -
Figure 42 :	Pics de vitesse (en m/s) selon l'axe médio-latéral (moyenne et écart-type), pour chaque position de tête (Standard (S), Dorsiflexion (D), Ventriflexion (V)), avec ou sans vision (Yeux ouverts (Y0), Yeux fermés (YF)). S= différence significative avec la position standard pour la condition visuelle considérée. D= différence significative avec la position dorsiflexion pour la condition visuelle considérée. *= différence significative entre les conditions visuelles pour la position considérée.....	- 138 -
Figure 43 :	Application de la méthode photogrammétrique sur une population de gymnastes féminines de haut niveau (d'après Leboucher, 2006).....	- 152 -

Liste des tableaux

Tableau 1 :	Coefficients de corrélation de Pearson, sur les trois axes, entre les courbes issues des données plates-formes de force et des données cinématiques.	- 71 -
Tableau 2 :	Caractéristiques des deux groupes de sujets. Moyenne et écart-type de l'âge, la taille, la masse et de la distance séparant les épines iliaques antéro-supérieures (EIAS) des gymnastes pour l'étude du mouvement avant (av) et arrière (ar).	- 78 -
Tableau 3 :	Durées (en ms) du mouvement et des différentes phases (moyenne et écart-type), pour les mouvements de renversement avant et arrière. *=différence significative avec le mouvement avant à $p < 0.05$	- 82 -
Tableau 4 :	Pics de force (moyenne et écart-type), exprimés en pourcentage du poids de corps (%BW), lors de la réalisation des mouvements de renversement avant et arrière. M/L: axe médio-latéral; A/P: axe antéro-postérieur. *=différence significative avec le mouvement avant à $p < 0.05$	- 86 -
Tableau 5 :	Pics de vitesses du CM (en m/s) lors de la réalisation des mouvements de renversement avant et arrière (moyenne et écart-type). M/L: axe médio-latéral. *=différence significative avec le mouvement avant à $p < 0.05$	- 89 -
Tableau 6 :	Amplitudes (moyenne et écart-type) de déplacement du CM (normalisées en pourcentage de la taille pour les plans vertical et A/P et en pourcentage de la distance Inter-EIAS en M/L), lors de la réalisation des mouvements de renversement avant et arrière. M/L: médio-latéral; A/P: antéro-postérieur. *=différence significative avec le mouvement avant à $p < 0.05$	- 95 -
Tableau 7 :	Distances maximales (moyenne et écart-type) entre le CM et le CP (normalisées en pourcentage de la taille pour les plans vertical et A/P et en pourcentage de la distance Inter-EIAS en M/L), lors des mouvements avant et arrière. M/L: médio-latéral; A/P: antéro-postérieur. *=différence significative avec le mouvement avant à $p < 0.05$	- 99 -
Tableau 8 :	Caractéristiques anthropométriques des gymnastes de la première étude. Moyenne et écart-type de l'âge, la taille, la masse et de la distance séparant les épines iliaques antéro-supérieures (EIAS).	- 112 -
Tableau 9 :	Caractéristiques anthropométriques des gymnastes de la deuxième étude. Moyenne et écart-type de l'âge, la taille, la masse et de la distance séparant les épines iliaques antéro-supérieures (EIAS).	- 112 -
Tableau 10 :	Distances maximales entre le CM et le CP (moyenne et écart-type) pour les plans vertical, A/P et M/L (normalisées en pourcentage de la taille pour les plans vertical et A/P et en pourcentage de la distance Inter-EIAS en M/L), dans les deux conditions de réalisation, lors du mouvement vers l'avant. M/L : médio-latéral; A/P: antéro-postérieur. NS = non significatif pour $p < 0.05$	- 116 -

Tableau 11 : Pics de vitesses (en m/s) du CM (moyenne et écart-type) dans les deux conditions de réalisation, lors du mouvement vers l'avant. M/L: médio-latéral. NS = non significatif pour $p < 0.05$ - 116 -

Tableau 12 : Distances maximales entre le CM et le CP (moyenne et écart-type) pour les plans vertical et A/P et M/L (normalisées en pourcentage de la taille pour les plans vertical et A/P et en pourcentage de la distance Inter-EIAS en M/L), dans les deux conditions de réalisation, lors du mouvement vers l'arrière. M/L: médio-latéral; A/P: antéro-postérieur. NS = non significatif pour $p < 0.05$ - 119 -

Tableau 13 : Pics de vitesses (en m/s) du CM (moyenne et écart-type) dans les deux conditions de réalisation, lors du mouvement vers l'arrière. M/L: médio-latéral. NS = non significatif pour $p < 0.05$ - 120 -

Tableau 14 : Caractéristiques anthropométriques des gymnastes de l'étude. Moyenne et écart-type de l'âge, la taille, la masse et de la distance séparant les épines iliaques (EIAS) antéro-supérieures. - 132 -

Tableau 15 : Amplitudes de déplacement du CM (moyenne et écart-type) selon l'axe vertical et antéro-postérieur (A/P) (normalisées en pourcentage de la taille), pour chaque position de tête (Standard (S), Dorsiflexion (D), Ventriflexion (V)), avec ou sans vision (Yeux ouverts (Y0), Yeux fermés (YF)). - 135 -

Tableau 16 : Distances maximales entre le CM et le CP (moyenne et écart-type) selon l'axe vertical et antéro-postérieur (A/P) (normalisées en pourcentage de la taille), pour chaque position de tête (Standard (S), Dorsiflexion (D), Ventriflexion (V)), avec ou sans vision (Yeux ouverts (Y0), Yeux fermés (YF)). - 135 -

Tableau 17 : Pics de vitesse (en m/s) du CM (moyenne et écart-type) selon l'axe vertical et antéro-postérieur, pour chaque position de tête (Standard (S), Dorsiflexion (D), Ventriflexion (V)), avec ou sans vision (Yeux ouverts (Y0), Yeux fermés (YF)). *= différence significative avec la condition yeux fermés pour la position considérée. - 137 -

Introduction générale

« Le mouvement est l'acte le plus important en ce que toutes les fonctions empruntent son contenu pour s'accomplir ».

Etienne Jules Marey

Mouvoir son corps, en totalité ou en partie, est une activité humaine familière, dont la pratique sportive offre notamment de saisissants exemples (Bouisset, 2002). Voilà plus d'un siècle qu'Etienne Jules Marey, véritable pionnier de l'intérêt scientifique pour le mouvement, fixait l'image de sportifs en action sur des plaques de verre à l'aide de son chronophotographe, afin d'établir les grandes lois du mouvement. Déjà, à son époque, il n'était pas resté insensible à la richesse des gestes sportifs, offrant en effet une myriade d'exemples de mouvements complexes. En gymnastique artistique, les capacités du corps humain sont tout particulièrement repoussées à leur paroxysme. Cette thèse prend racine dans ces images, gravées dans ma mémoire de sportive, et qui ont suscité chez moi l'envie d'en comprendre le fonctionnement... Comment notamment ne pas être fasciné par ces gymnastes qui parviennent à maintenir leur équilibre tout en enchaînant des acrobaties de haute volée à la poutre, sur un support de 10cm de largeur et placé à 1m25 du sol? Ce travail vise tout particulièrement à mieux cerner les processus qui sous-tendent le contrôle de l'équilibre à cet agrès lors de la réalisation de mouvements acrobatiques.

Lors de la réalisation de mouvements volontaires, en particulier sportifs, la difficulté va consister à se mouvoir, tout en conservant l'équilibre du corps. Chaque mouvement va représenter un véritable challenge pour le contrôle de l'équilibre. Ainsi, Massion (1990) parle de fonction d'équilibration qui consiste à maintenir l'équilibre tant au cours des mouvements qu'à l'état d'immobilité. L'étude de l'organisation motrice des sujets effectuant des mouvements remettant en cause leur équilibre compose de nos jours tout un champ de recherche liant la biomécanique et les neurosciences. Le cadre sportif peut nous offrir de larges perspectives dans un contexte plus global visant à mieux appréhender le contrôle de l'équilibre lors de la réalisation de tâches fonctionnelles. Ce travail s'inscrit dans la continuité

des travaux portant sur le contrôle de l'équilibre dit « dynamique » lors de l'exécution de mouvements volontaires.

En gymnastique artistique, sport acrobatique par excellence, les évolutions complexes dans l'espace et sur les différents agrès sont privilégiées. L'équilibre y est perpétuellement remis en cause alors que son contrôle s'avère déterminant dans la performance. Cet équilibre est notamment sollicité lorsque les gymnastes évoluent à la poutre. Il est vrai que les conditions de réalisation de cette performance sont extrêmement contraignantes au regard de la largeur du support des évolutions gymniques (10cm) et de la hauteur à laquelle il se situe (1m25).

Ce travail investigate le contrôle de l'équilibre dynamique du corps à la poutre chez les gymnastes expertes réalisant des mouvements acrobatiques. Les mouvements de renversement avant et arrière ont retenu notre attention, ceux-ci représentant des éléments fondamentaux dans le programme technique de la gymnaste. Pour mener à bien notre travail, afin de pouvoir caractériser les mouvements des gymnastes à l'agrès, la mise en place d'un dispositif expérimental permettant le recueil de données cinématiques et dynamiques, s'avérait être une étape préalable incontournable.

Le premier chapitre de cette thèse présentera dans un premier temps la relation qui lie équilibre et mouvement, les différents sous-systèmes impliqués, tout comme l'effet de la pratique sportive sur le contrôle de l'équilibre. Les paramètres permettant d'investiguer le contrôle de l'équilibre du corps seront en outre présentés. L'agrès au centre de nos préoccupations sera dans un second temps détaillé.

A partir de là, le deuxième chapitre de ce travail s'attachera à présenter la méthodologie expérimentale amenant au recueil des paramètres cinématiques et dynamiques. Il s'agira principalement de présenter l'instrumentation de la poutre qui permet d'accéder aux efforts externes au niveau des appuis pédestres et manuels. Les méthodes, traitements et calculs associés seront précisés.

Après avoir, dans un troisième chapitre, caractérisé les mouvements fondamentaux de renversement avant et arrière, il sera alors possible, dans un quatrième chapitre, d'investiguer

dans quelle mesure un facteur environnemental tel que la hauteur affecte le contrôle de l'équilibre chez des gymnastes expertes réalisant ces mouvements acrobatiques. Les mouvements du centre de masse (CM) et son interaction avec le centre de pression (CP) seront retenus pour quantifier l'équilibre dynamique des sujets. Un cinquième chapitre nous amènera alors à évaluer l'effet de la position de la tête et de la condition visuelle sur l'équilibre des gymnastes expertes à la poutre réalisant le mouvement de renversement avant. Finalement, une dernière partie conclura ce travail en dégagant les points essentiels de nos résultats et plusieurs perspectives de recherches seront précisées.

Chapitre 1: Approche théorique

Les activités gymniques constituent un domaine propice à l'étude du développement et du contrôle de l'équilibre. L'expertise des athlètes de haut niveau révèle la qualité de ce contrôle et rend compte de la maîtrise des capacités d'équilibration nécessaires à acquérir et développer au cours de leur pratique sportive. Le but de ce chapitre est de souligner la relation qui lie équilibre et mouvement, ainsi que les principales variables pouvant être évaluées pour investiguer le contrôle de l'équilibre à la poutre, après dont les particularités seront spécifiées. Il s'agit également de rendre compte des différents systèmes sensoriels effecteurs qui participent au maintien de l'équilibre au cours du mouvement et l'effet de la pratique sportive sur le contrôle de l'équilibre.

1. Equilibre et mouvement

1.1. Equilibre, posture et mouvement

L'homme, primate érigé, est un organisme pluri-articulé soumis aux lois de la gravité (Perrin et Lestienne, 1994). La posture d'un individu peut être définie comme l'agencement à un moment précis des différents segments corporels les uns par rapport aux autres (Paillard, 1976). L'homme est ainsi capable d'adopter une infinité de postures, la station debout, la station assise ou encore l'appui tendu renversé en sont des exemples. La posture de référence est la station bipédique, nommée par Paillard (1971) comme la « posture érigée fondamentale ». Cette posture assure essentiellement deux fonctions: une fonction antigravitaire et une fonction d'orientation et d'interface avec le monde extérieur pour la perception et l'action. C'est sur cette configuration initiale du système que va survenir le mouvement (Bouisset, 2002), la posture constituant un aspect fondamental de l'activité motrice.

L'équilibration est la fonction par laquelle l'homme va maintenir à tout moment son équilibre, tant au cours des mouvements qu'à l'état d'immobilité (Massion, 1990). Cette équilibration est donc active lors de la station debout comme lors de tout mouvement volontaire, le mouvement volontaire représentant une action résultant du choix délibéré d'agir (Collet, 2002). Les termes « équilibration », « stabilité posturale » ou encore « contrôle postural » sont autant de notions fréquemment utilisées pour désigner le contrôle de l'équilibre du corps (Horak, 1987; Karlsson et Frykberg, 2000; Pollock et al. 2000; Shumway-Cook et Woollacott, 1995), ce contrôle pouvant être examiné à partir de perspectives neurophysiologiques,

biomécaniques et fonctionnelles, en fonction du but de l'étude. D'un point de vue neurophysiologique, les études sur l'équilibre impliquent l'interaction de différents niveaux de mécanismes de contrôle de l'équilibre. Dans le cadre biomécanique, on va tout particulièrement s'intéresser au maintien de la configuration du corps et à sa modification associée lors de l'exécution d'un mouvement. De ce point de vue, l'équilibre est généralement défini comme l'habileté de maintenir ou de restaurer le centre de masse à l'intérieur des limites de stabilité déterminées par la base d'appui (Winter, 1995). En général les limites de stabilité ne sont pas fixes, elles changent en fonction de la tâche, des contraintes biomécanique du sujet et des aspects environnementaux (Nashner, 1997; Shumway-Cook et Woollacott, 1995).

1.2. Apport de la biomécanique dans l'étude du contrôle de l'équilibre dynamique

1.2.1. L'équilibre dynamique

Spirduso (1995) a dissocié l'équilibre en « équilibre statique » ou « équilibre dynamique » selon que la base d'appui soit stable ou varie. On parlera d'équilibre statique lorsqu'il n'y aura pas de déformation de la base d'appui (ou du « polygone de sustentation »), et que les déplacements de la projection du centre de masse restent à l'intérieur de celui-ci. L'équilibre dynamique sera lui réalisé lorsque la forme ou la taille du polygone de sustentation se modifie.

Si la plupart des études sur l'équilibre ont été réalisées en position statique debout, avec des mouvements de plate-forme ou des altérations sensorielles (Henry et al. 1998; Maki et McIlroy, 1996; 1997; Riley et al. 1995; Shepard et al. 1993; Teasdale et al. 1993; Winter et al. 1996; Wu, 1998), seulement quelques études sur le contrôle de l'équilibre dit dynamique ont été réalisées, lors de la locomotion principalement, avec ou sans obstacles (Jian et al. 1993; Kaya et al. 1998; McKinnon et Winter, 1993; Polcyn et al. 1998; Prince et al. 1994; Tucker et al. 1998; Winter, 1995). La stabilité est généralement associée avec la position du centre de masse en relation avec la base d'appui (Kuo, 1995; McKinnon et Winter, 1993; Murray, 1967; Nashner et McCollum, 1985), bien que de nombreuses études ont été conduites à partir de mesures dérivées du centre de pression (Collins et DeLuca, 1993; Diener et al. 1984a; Patla et al. 1992; Riley et al. 1995; Schieppatti et Nardone, 1991).

1.2.2. Le CM et le CP

Le centre de pression (CP) correspond au point d'application de la force résultante de réaction au sol, barycentre des forces verticales de réaction réparties sur l'ensemble de la surface de contact. Le centre de masse (CM) correspond au barycentre des centres de masse des différents segments corporels, il représente à lui seul les mouvements du corps entier. Point « virtuel », il constitue le point d'application du poids du corps.

L'habileté de maintenir la projection du centre de masse à l'intérieur de la base d'appui est ainsi couramment utilisée pour définir l'« équilibre statique ». En position statique debout, la modélisation biomécanique généralement réalisée est d'assimiler le corps à un système de segments rigides articulés, un modèle communément utilisé pour caractériser le contrôle de l'équilibre dans cette position étant le pendule inversé. Ce modèle fut initialement proposé par Gurfinkel (1973). Il est suggéré que le corps humain, lors du maintien de la station debout non perturbée, se comporte comme un pendule rigide, oscillant autour de l'axe des chevilles. Le CP est considéré comme la variable de contrôle intégrée alors que le CM est considéré comme la variable contrôlée (Brenière et al. 1987; Winter, 1995). Les déplacements du CP facilitent les mouvements du CM (Fig. 1) pour retourner à une position plus compatible avec l'équilibre.

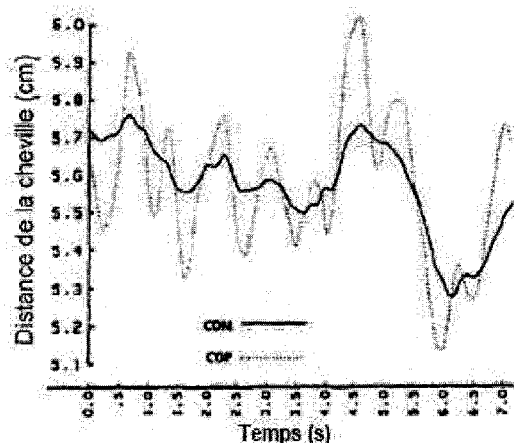


Figure 1 : Exemple de tracés du CP et du CM en position statique debout (d'après Winter, 1995).

La base d'appui va déterminer les limites à l'excursion du CP et à la projection du CM (Fig. 2). Plus la projection du CM va être proche des limites de la base d'appui, plus grande va être la probabilité d'une chute.

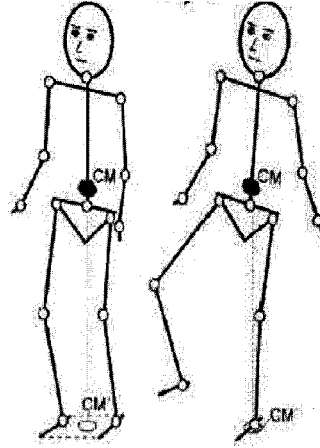


Figure 2 : Projection du centre de masse à l'intérieur de la base d'appui.

La diminution de la surface d'appui va donc augmenter la difficulté de la tâche. Si l'on prend l'exemple de la gymnastique (Fig. 3), il existe ainsi une gradation des équilibres les plus faciles à large surface d'appui et grande stabilité, aux plus difficiles, à faible surface d'appui et faible stabilité. Pour Hayes (1982) la stabilité dans une tâche posturale serait bien proportionnelle à la surface de la base d'appui, la distance entre la ligne d'action de la gravité et le centre de la base d'appui, la hauteur du centre de masse par rapport à la base d'appui et le poids du corps.

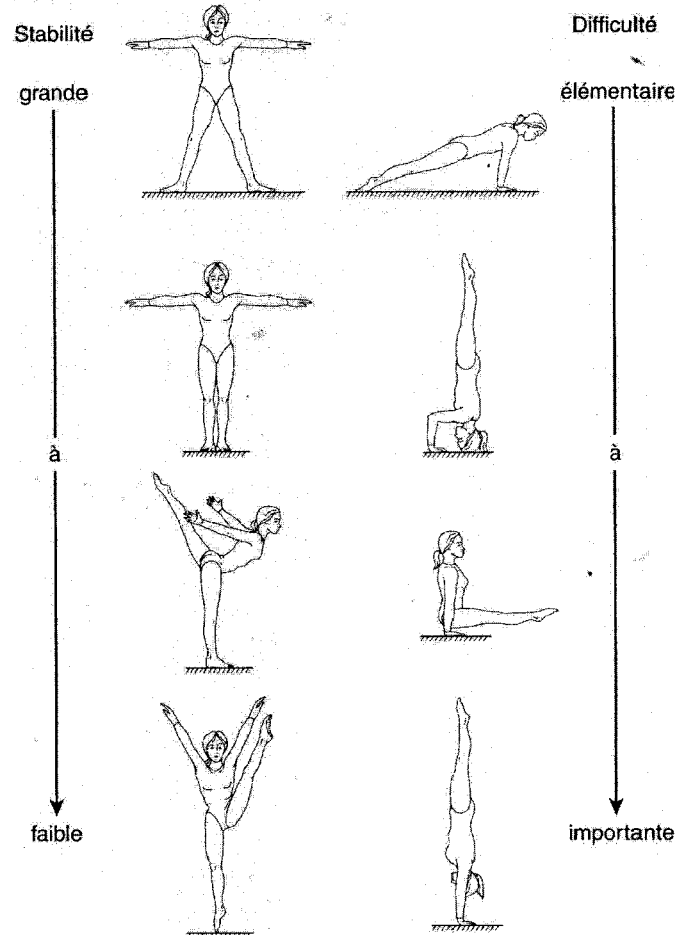


Figure 3 : Maintiens gymniques sur les pieds ou les mains présentant une base d'appui de plus en plus diminuée, et réputés présenter une difficulté croissante (d'après Smith, 1991).

Mais la stabilité du corps peut être maintenue alors que le CM se déplace en dehors de la base des appuis. L'équilibre sera d'autant plus difficile à assurer au cours des mouvements que celui-ci aura tendance à plus déplacer celui-ci (Perrin et Lestienne, 1994). Par exemple, le CM se déplace en dehors de la base des appuis lors de la marche (Jian et al. 1993; Winter, 1995). Lors de nos activités quotidiennes, nous sommes la plupart du temps amenés à réaliser ces tâches dynamiques où le CM va se déplacer en dehors de la base des appuis. Ainsi, lors de la marche, correspondant à un « équilibre dynamique », le CM est au dessus de la base des appuis uniquement lors de la phase de double appui. Il a été démontré que ce mouvement du CM est hautement régulé pour passer entre les CP alternatifs de chacun des appuis pédestres

lors de la locomotion, la projection au sol du CM est donc régulée dans des limites étroites lors du mouvement (Chou et al. 2001; Mc Kinnon et Winter, 1993).

1.2.3. CM, CP et interaction CM-CP lors du mouvement

La plupart des études portant sur les mouvements humains se focalisent sur les mouvements du CM, variable définie physiquement comme le barycentre des centres de masse segmentaires, elle permet donc de caractériser les mouvements du corps et demeure une variable de référence pour apprécier le contrôle de l'équilibre. Si l'on prend l'exemple de la marche, le maintien de l'équilibre du corps est une tâche difficile notamment en raison de la base d'appui limitée et de la succession d'appuis qui varient au cours du mouvement, un contrôle précis de ce CM est donc requis. Des études ont montré que l'examen des mouvements du CM permet de mieux distinguer les sujets ayant des problèmes d'équilibre des sujets sains, comparativement aux paramètres spatio-temporels (Chou et al. 2001; Tucker et al. 1998).

Si la stabilité dynamique lors de la locomotion peut être démontrée par un déplacement contrôlé de ce CM et des profils de vitesse bien modulés (Chou et al. 2001; 2004), la relation entre la position du CM et du CP fournirait plus d'informations sur l'équilibre dynamique. La distance CM-CP mesurée à un temps donné peut améliorer notre interprétation des déplacements du CM et permettre un meilleur aperçu du contrôle de l'équilibre (Hass et al. 2005). Corriveau et al. (2000) suggèrent que la variable CM-CP fournit une mesure fiable de la stabilité posturale lors du contrôle de l'équilibre statique, en rapport à la fidélité de sa mesure (Corriveau et al. 2001; 2004). Différents travaux sur l'équilibre dynamique lors d'activités comme le lever de chaise, la montée d'escaliers, le passage d'obstacles ou encore l'initiation de la marche (Hahn et Chou, 2004; Jian et al. 1993; Kaya et al. 1998; McKinnon et Winter, 1993; Mian et al. in press) se sont focalisés sur l'étude du mouvement du CM et son interaction avec le CP. Cet indicateur se révèle être une mesure sensible pour évaluer la stabilité dynamique d'un individu. Par exemple, Hahn et Chou (2004) notent une diminution de la séparation entre la position horizontale du CM et du CP (distance CM-CP) lors de la marche avec obstacle chez les personnes âgées, alors que Heasley et al. (2004) soulignent une réduction de la séparation médio-latérale entre le CM et le CP (Fig. 4) lors de la phase de double appui lorsque la vision est cachée, lors d'une montée de marche.

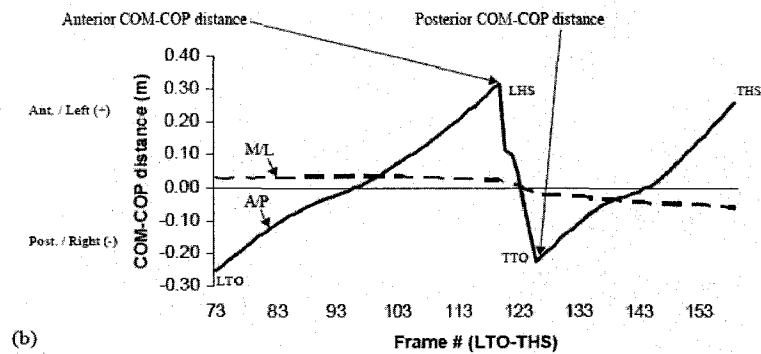


Figure 4 : Evaluation de la distance CM-CP, antéro-postérieure (A/P) et médio-latérale (M/L), lors du franchissement d'obstacles (d'après Hahn et Chou, 2004).

1.2.4. Détermination du CM et du CP

Si le CP peut être évalué à l'aide d'une plate-forme de force qui permet d'obtenir la direction verticale, médio-latérale et antéro-postérieure de la force, le centre de masse peut lui seulement être estimé et non mesuré directement, sa précision étant affectée par de nombreux facteurs (Hasan et al. 1996). Lors de mouvements volontaires, la méthode cinématique va pouvoir être retenue pour estimer la position du CM, cette méthode ayant également été utilisée dans l'étude de la position statique debout (Corriveau et al. 2000; 2001; Hasan et al. 1996; Winter et al. 1998). Le calcul se réalise à partir de la position des différents centres de masse des segments, à l'aide de tables anthropométriques. Un paramètre déterminant est la précision de l'anthropométrie, plus spécifiquement concernant la connaissance de la position et de la masse de tous les segments du corps ou encore la détermination des centres articulaires (Hasan et al. 1996; Kingma et al. 1995; Winter, 1990).

Il faut spécifier que d'autres méthodes d'estimation des variations de position du CM ont été proposées sur la base de mesures issues de plates-formes de force, mais tout particulièrement en position quasi-statique debout (Brenière, 1996; Caron et al. 1997; King et Zatsiorsky, 1997; Levin, 1996; Shimba, 1984). Une première méthode consiste à estimer les trajectoires du CM sur la base du CP, la seconde consistant à effectuer une double intégration des forces de cisaillement, utiles à l'estimation des accélérations communiquées au CM.

1.3. Facteurs influençant le contrôle de l'équilibre et rôle des informations sensorielles

L'acte moteur va requérir la coordination des systèmes sensoriels, musculo-squelettiques et du système nerveux central (Massion, 1994). Si l'équilibre va résulter des potentialités sensori-motrices du sujet, mais également de l'inné et de l'acquis par les sollicitations vécues (Debu et Woollacott, 1988; Mesure et al. 1994), différents facteurs vont pouvoir venir l'affecter. Une approche qui considère l'influence des facteurs individuels, des facteurs liés à la tâche et des facteurs environnementaux sur le contrôle de l'équilibre, a été proposée par Shumway-Cook et Woollacott (1995). A partir de là, et en s'appuyant sur les travaux d'Horak (1991; 1997), Jonsson (2006), souligne également l'interaction des contraintes environnementales, des contraintes liées à la tâche réalisée et celles de l'individu, et précise l'implication des multiples sous-systèmes physiologiques en proposant de les diviser en quatre catégories (sensoriel, cognitif, musculo-squelettique, nerveux) (Fig.5).

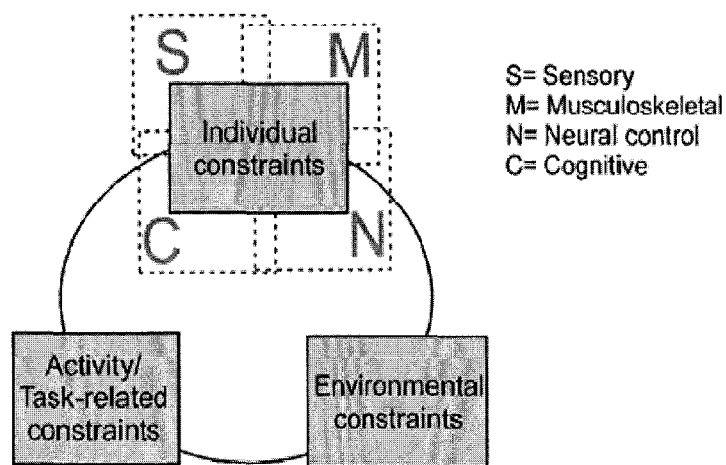


Figure 5 : Modèle concernant les contraintes et sous-systèmes impliqués dans le contrôle de l'équilibre (d'après Jonsson, 2006).

Le contrôle de l'équilibre lors du mouvement va notamment requérir un prélèvement des informations sensorielles pertinentes, nécessitant une mise en relation active entre la motricité et les afférences sensorielles associées. Ce traitement des informations sensorielles va permettre de déterminer de manière continue la position, comme l'orientation du corps et du mouvement, la sélection d'une réponse motrice appropriée qui amène le corps en équilibre. Les informations sensorielles visuelles, vestibulaires et somesthésiques, émanant des récepteurs rétinien, labyrinthiques, myo-articulaires et tactiles, vont donc renseigner l'organisme sur les phénomènes extérieurs et sur ceux dont il est lui-même le siège. Les informations issues de ces récepteurs ne sont pas traitées isolément mais dans leur complémentarité et vont pouvoir présenter une certaine redondance.

- Les informations visuelles sont utilisées dans la définition de la position ainsi que du mouvement par rapport à l'environnement et permettent d'orienter le corps par rapport à la verticale. Les afférences proviennent de deux types de capteurs (rétine périphérique et rétine centrale). La vision périphérique, en interaction étroite avec le système vestibulaire, peut procurer des informations sur les mouvements propres de la tête et du corps relatifs à l'environnement, tandis que la vision centrale fournit des informations détaillées sur la forme des objets fixes et sur leur mouvement relatif au même environnement.

- Les informations somesthésiques cutanées et myo-articulaires sont principalement utilisées dans la définition de l'organisation géométrique des segments corporels entre eux. La proprioception se construit sur la base des informations issues des récepteurs musculaires, tendineux, articulaires et cutanés. On peut noter qu'il existe d'importants propriocepteurs myo-articulaires au niveau du rachis cervical, les informations provenant de ces récepteurs jouant un rôle important dans la mise en jeu des réflexes régulant la motilité yeux-tête-cou et le tonus musculaire du tronc, et des membres, lors des changements d'inclinaison du cou. Les récepteurs cutanés, même s'ils participent à la proprioception, participent majoritairement à la définition de l'interface avec le monde extérieur en donnant des renseignements sur la position et les déplacements du corps par rapport à son support.

- Les informations provenant du système vestibulaire renseignent l'orientation de la tête dans l'espace, tout comme son accélération linéaire et angulaire. Ces afférences vestibulaires informent notamment sur la position et les mouvements de la tête par rapport à la verticale. Le labyrinthe est la structure anatomique de la sensibilité vestibulaire. Les otolithes contenus dans l'utricule et le saccule permettent de détecter les accélérations linéaires

horizontales et verticales. Les cellules ciliées situées dans les canaux semi-circulaires codent les accélérations angulaires.

Il est bien documenté que différents éléments vont pouvoir venir influencer l'implication relative de ces systèmes sensoriels dans le maintien de l'équilibre. La contribution respective de ces différentes afférences dans le contrôle de l'équilibre va entre autre dépendre des caractéristiques intrinsèques des sujets (âge, sexe, pratique sportive ou encore état neurologique) (Crémieux et Mesure, 1992; Mesure et al. 1994; Teasdale et al. 1991), l'effet de ces caractéristiques interagissant avec l'effet de la difficulté de la tâche ou des contraintes de l'environnement (Nashner, 1997).

La contribution de chaque information dans le contrôle de l'équilibre peut être étudiée en sollicitant les différents récepteurs. Pour révéler cette contribution de chaque système, ceux-ci peuvent être stimulés, atténués ou supprimés. Le rôle des systèmes vestibulaires et visuels a bien été documenté (Diener et al. 1986; Horak et al. 1990; Patla, 1997), beaucoup moins concernant les informations somesthésiques (Hlavacka et al. 1995; Simoneau et al. 1995, Van Deursen et Simoneau, 1999). Pour évaluer l'importance du système vestibulaire par exemple, les entrées vestibulaires peuvent être sollicitées (minimisation de leur contribution) en inclinant la tête vers l'arrière (Brandt et al. 1986; Simoneau et al. 1992) ou à partir de stimulations galvaniques ou caloriques (Gurfinkel et al. 1988; Hlavacka et Njiokiktjien, 1986). La proprioception peut être perturbée ou stimulée (Diener et al. 1984b; Fitzpatrick et al. 1994) en changeant le type de surface d'appui, par injection chimique ou une stimulation mécanique. L'influence de l'entrée visuelle sur le contrôle de l'équilibre a été étudiée au moyen d'expérimentations consistant à limiter, perturber ou encore à renforcer l'influx visuel (Lestienne et al. 1977; Prieto et al. 1996; Teasdale et al. 1991).

1.4. Effet de la pratique sportive sur le contrôle de l'équilibre: les gymnastes expertes, une population spécifique

1.4.1. Effet de la pratique sportive

Il est bien établi qu'un entraînement sportif peut avoir une influence sur le contrôle de l'équilibre et son efficacité. Différents auteurs soulignent cette influence de la pratique sportive sur l'équilibre des sujets, en évoquant principalement de meilleures performances dans des tâches debout (Crémieux et al. 1992; Golomer et al. 1997; Mesure et al. 1994; Perrin et al. 2002; Travis, 1944 cité par Singer, 1970; Vuillerme, 2001a), ces capacités étant spécifiques au programme d'entraînement et aux exigences de chaque discipline (Perrin et al. 2002). Crémieux (1994) souligne l'effet de l'expertise du sujet sur le contrôle de l'équilibre et que la séparation novice-expert s'accroît avec l'augmentation de la difficulté de la tâche posturale.

La pratique sportive peut, en outre, améliorer l'utilisation de certaines dimensions des systèmes sensoriels (Kioumourtzoglou et al. 1998; Paull et Glencross, 1997). Sharoni et al. (2001) observent que les experts plongeurs subaquatiques ont une sensibilité vestibulaire plus importante que des sédentaires. Bringoux et al. (2001) suggèrent que l'efficacité des entrées otolithiques peut être améliorée au moyen d'un entraînement spécifique. Les caractéristiques perceptives pourraient ainsi s'améliorer, et cela même chez des experts qui ont pourtant déjà atteint un niveau élevé (Di Russo et al. 2003; Stine et al. 1982). D'autres auteurs suggèrent que la pratique sportive n'influe pas sur la sensibilité des différents systèmes sensoriels (Balter et al. 2004a). Enfin, la pratique d'une activité physique aurait tendance à développer la faculté du sujet à privilégier un type particulier d'informations et à sélectionner plus efficacement la source d'information sensorielle la plus appropriée dans une situation donnée (Bringoux et al. 2000; Vuillerme et al. 2001a).

1.4.2. Effet de la pratique gymnique

La gymnastique implique de maintenir et restaurer simultanément à la fois le contrôle de l'équilibre statique et dynamique dans des conditions difficiles (Hugel et al. 1999; Mesure et al. 1997). Elle va requérir un « équilibre de luxe » (André-Thomas, 1940), exigeant éducation et entraînement, et permettant le maintien de l'équilibre dans des situations anormales (Perrin

et Lestienne, 1994). Différents travaux ont été réalisés sur cette population spécifique de gymnastes. Les gymnastes seraient plus stables que d'autres sportifs lors d'une tâche simple en position statique debout (Vuillerme et al. 2001a) alors que Kioumourtzoglou et al. (1997), tout comme Singer (1970), montrent que les gymnastes experts ont un meilleur équilibre statique et dynamique que des novices. Robertson et al. (1994) suggèrent également que les gymnastes parviennent à mieux contrôler leur équilibre dynamique que des athlètes inexpérimentés, les gymnastes experts parvenant à traverser une poutre d'équilibre plus rapidement. D'autres auteurs ont montré que le transfert d'habiletés spécifiques à des postures usuelles n'est pas automatique (Asseman, 2004). L'expertise en gymnastique semble avoir un effet seulement dans une posture et une condition pour lesquelles les sujets sont entraînés. Ainsi, Asseman (2004) montre uniquement une meilleure performance posturale chez des gymnastes experts en condition unipodale, yeux ouverts, comparativement à d'autres sportifs.

Vuillerme et al. (2001b) suggèrent que les gymnastes, entraînés à évoluer dans un environnement particulier dans lequel la redondance sensorielle est souvent interrompue, aient développé l'habileté d'extraire et d'associer les signaux pertinents à partir des systèmes d'informations sensorielles pour réguler l'équilibre. Il est suggéré que ceux-ci pourraient passer plus facilement d'une source d'information visuelle à une autre source d'information sensorielle ou encore que leur système sensoriel est tout simplement supérieur. Par exemple Vuillerme et al. (2001a), tout comme Asseman (2004), montrent que sans aucune information visuelle les gymnastes sont beaucoup plus stables que les non-gymnastes pour contrôler leur posture unipodale, indiquant une meilleure perception musculo-articulaire que les non-gymnastes. Bringoux et al. (2000) montrent que les gymnastes ont un seuil de détection vestibulaire suffisamment abaissé pour pouvoir détecter de très faibles changements d'orientation du corps, suggérant que ces sujets auraient amélioré la résolution des informations vestibulaires pour contrôler l'orientation spatiale.

2. L'équilibre de luxe à la poutre

Même si les gymnastes sont entraînés à faire face à de hautes contraintes posturales et contrôler des situations dynamiques instables où posture, support, contact et conditions environnementales sont perpétuellement modifiées, la réalisation d'acrobaties par essence complexes et de figures chorégraphiques élaborées va requérir une grande demande pour le

système de contrôle de l'équilibre (Vuillerme et Nougier, 2004). Ce contrôle de l'équilibre va s'avérer déterminant dans la réalisation de la performance, le sens de l'équilibre constitue d'ailleurs un critère de sélection essentiel retenu lors des tests de détection des jeunes talents. L'équilibre va particulièrement être sollicité lorsque les gymnastes vont évoluer à la poutre.

2.1. Historique

Actuellement utilisé comme agrès à part entière de la gymnastique artistique féminine, l'utilisation de la poutre ne date pas d'aujourd'hui et sa configuration a beaucoup évolué. GutsMuths, au 18ème siècle incluait déjà un travail de l'équilibre par le biais d'une poutre horizontale, formé d'un tronc d'arbre de pin porté par des poteaux de taille variable et d'environ une longueur de 20 mètres. Jahn s'inspira de la poutre de GutsMuths pour créer son « Schwebebaum » (Fig. 6). Très peu d'importance avait alors été attachée pour la stabilité de l'appareil, au contraire, l'appareil ne devait « pas balancer trop, ni trop peu ».

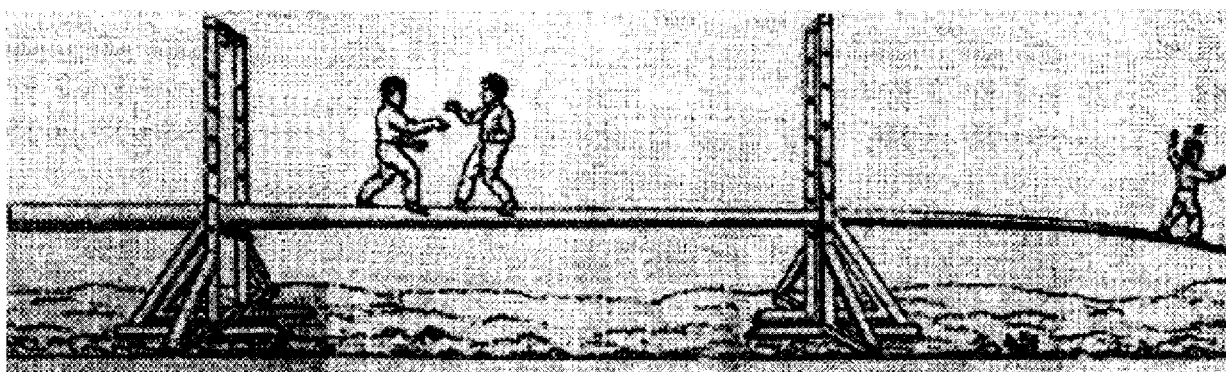


Figure 6 : Le « Schwebebaum » de Jahn.

La gymnastique suédoise intégra également la poutre d'équilibre. Le "Schwebekante" faisait partie des exercices quotidiens. Il était notamment associé au travail sur le banc suédois. C'est lorsque Spiess et Kloss au 19ème siècle ont pensé à cette poutre basse comme appareil pour la gymnastique des filles, que la poutre est réellement devenu un appareil utilisé partout dans le monde. En tant qu'agrès de compétition, la poutre d'équilibre n'avait alors jamais été employée. Ce n'est qu'en 1934 que celle-ci a été intégrée dans le programme des championnats du monde à Budapest, les premiers championnats du monde femmes de

l'histoire. Là, la poutre était de seulement 8 centimètres de large, on retient encore aujourd'hui l'exploit de Muzaros qui avait alors réussi à maîtriser un grand écart sur ce support étroit.

Depuis cette intégration, la poutre s'est imposée comme un appareil standard en gymnastique compétitive pour les femmes. La tendance à exécuter des éléments acrobatiques sur la poutre a commencé par Zuchold, première femme au monde à exécuter un flic-flac sur cet agrès en 1964 (Fig. 7). Afin de permettre aux gymnastes d'exécuter des sauts et des éléments de plus en plus complexes, les routines tendant à inclure un nombre croissant d'éléments acrobatiques, l'engin s'est développé de manière quasi permanente. Ainsi la surface de la poutre a été élargie de 2cm, passant à 10cm. Des efforts concernant la stabilité ont également été faits, la poutre ne devant pas "vibrer pendant l'utilisation". La gymnastique acrobatique à la poutre a ainsi défié les ingénieurs, aussi bien que les personnes responsables de la Fédération Internationale de Gymnastique (FIG). Des règlements précis ont alors fortement garanti l'uniformité pour les compétitions internationales. La conséquence technique de ces progrès gymniques a également été la mise en place de nouveaux règlements matériels concernant les tapis de réception. Néanmoins, la largeur de la poutre n'a jamais été modifiée en dépit du progrès dans les acrobaties, la largeur de 10cm étant encore valable actuellement.

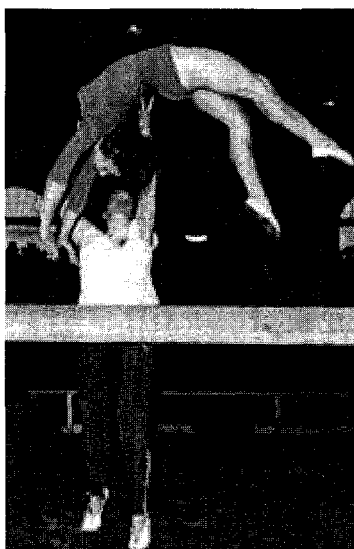


Figure 7 : Premier flic-flac au monde réalisé à la poutre par Zuchold en 1964.

2.2. Présentation générale

La poutre d'équilibre fait actuellement partie des quatre agrès dévolus aux femmes avec dans l'ordre « olympique de rotation »: le saut, les barres asymétriques, la poutre et le sol. La gymnastique sportive demeure une activité de production ou reproduction de formes techniques corporelles (activité morpho-cinétique), esthétiques et acrobatiques. Ces formes permettent la création et la recréation d'enchaînements, destinés à être appréciés, vus et jugés par un jury en fonction d'un code explicite (« le code de pointage ») et cela aux différents agrès. Voici les quatre agrès féminins illustrés brièvement à partir de la description réalisée par la FIG:

- A la table de saut, la gymnaste exécute un élan, un appel des deux jambes serrées sur le tremplin, un premier envol, un court appui des deux mains sur la table et un deuxième envol avant de se réceptionner sur les pieds. Le saut peut contenir une ou plusieurs rotations autour des deux axes du corps.
- Aux barres asymétriques, la gymnaste, sans temps d'arrêt, évolue sur deux barres (une barre inférieure et une barre supérieure), alternant des phases d'appui et de suspension, des éléments avec rotation et envol, des saltis, des changements de face, des changements de prises multiples ou encore des grands tours. Les mouvements balancés sont donc prédominants à cet appareil. L'exercice doit contenir des mouvements continus dans les deux directions, au-dessus et au-dessous des barres.
- A la poutre, un exercice varie entre 1min10 et 1min30, la gymnaste doit alterner des sauts et des mouvements acrobatiques selon un déroulement chorégraphique sur toute la longueur de la poutre (environ 5 longueurs).
- Au sol, la gymnaste exécute un exercice dont la durée varie entre 1min10 et 1min30, réalisé sur fond musical pour souligner la prestation. Celui-ci contient des mouvements chorégraphiques qui s'alternent avec des séquences acrobatiques. Un enchaînement actuel comporte trois à quatre « diagonales » où sont placées les séries acrobatiques.

Dans sa forme actuelle (Fig. 8), selon la norme FIG en vigueur des engins (FIG, 2006), qui définit forme, dimensions, propriétés fonctionnelles et couleur de l'agrès, la poutre doit mesurer 10cm de largeur et être placée à une hauteur de 1m25.

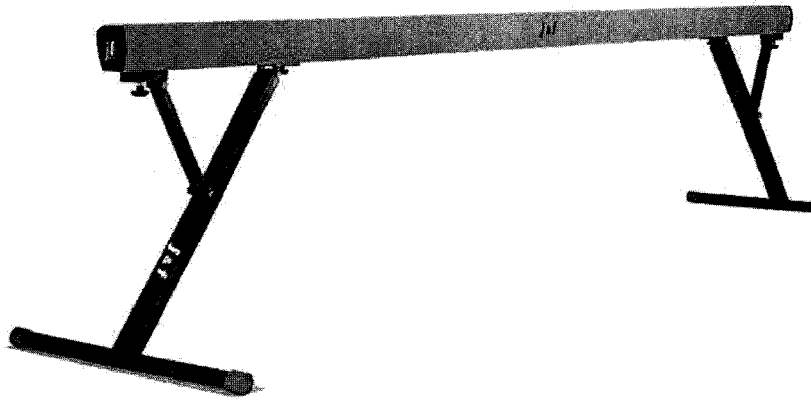


Figure 8 : Poutre répondant aux normes de la FIG.

Agrès spécifique aux femmes, la poutre est reconnue, par la communauté d'entraîneurs, pour être un agrès qui requiert élégance, souplesse, rythme, équilibre et confiance en soi, l'équilibre étant une vertu première. Les critères de détection spécifiques des gymnastes tiennent compte des qualités et capacités requises, à savoir la souplesse et l'esthétique, associée au calme et à la confiance en soi sur l'agrès (Scotto et al. 94). C'est un agrès de décision où la précision technique est primordiale. La technique fait la différence car il y a très peu d'espace, il est ainsi difficile pour la gymnaste d'exprimer ses qualités artistiques et chorégraphiques.

Beaucoup d'entraîneurs reconnaissent que la compétition se gagne, ou se perd, la plupart du temps en fonction de la performance à cet agrès (Massimo, 1993). Il est fréquent d'entendre dire, comme le précise Yvette Brasier, juge international de l'équipe de France, que c'est «l'agrès de vérité». Combien de gymnastes n'ont jamais perdu de titre ou pu accéder au podium en raison d'une chute à la poutre! La principale raison est qu'à cet agrès il existe un risque accru de déductions pour fautes majeures ou chutes de l'agrès (Sands, 2000). Il n'est en effet pas rare que les réalisations acrobatiques à la poutre soient souvent accompagnées de mouvements segmentaires inappropriés sanctionnés par le jury et pouvant amener à la chute. A cet agrès, les gymnastes vont devoir gérer un conflit lors de leurs évolutions, d'une part, le code de pointage de la gymnastique va sanctionner les mouvements équilibratoires, d'autre part, les caractéristiques du support vont favoriser largement ces mouvements (Horak et

Nashner, 1986; Nashner et McCollum, 1985). Si différents travaux ont été conduits sur des poutres à largeurs variées généralement à hauteur du sol (Barra et al. 2006; Horak et al. 1990; Marin et al. 1999; Oullier et al. 2004), notamment pour mettre en évidence des modes de coordinations posturales ou encore augmenter la difficulté de la tâche posturale par le biais de la réduction de la surface d'appui, la majorité des études n'ont pas utilisé la poutre réglementaire comme support d'étude en tant que tel. Nous pouvons néanmoins citer les travaux de Robertson et al. (1994, 1996a, 1996b) qui a investigué l'équilibre de gymnastes expertes et novices lors de la marche sur poutre à hauteur du sol, suggérant entre autre que les gymnastes pouvaient mieux contrôler leur équilibre à cet agrès.

Régulièrement comparée au cheval d'arçons en gymnastique masculine, la poutre constitue sans aucun doute l'agrès le plus redouté des gymnastes féminines. Entraîneurs et gymnastes s'accordent à dire que la poutre est l'agrès le plus « psychologique ». Il n'est donc pas étonnant que les très rares études réalisées chez les gymnastes à la poutre se soient généralement focalisées sur ces paramètres psychologiques (Jones et al. 1993; Winfrey et Weeks, 1993). Nous pouvons ainsi citer les travaux de Cottyn et al. (2006) qui étudient l'anxiété compétitive à cet agrès et reportent une fréquence cardiaque plus importante en situation compétitive plutôt qu'en situation d'entraînement.

Physiquement, la poutre n'est pas l'agrès le plus exigeant. A l'entraînement, les gymnastes peuvent ainsi répéter leur enchaînement ou acrobaties deux à trois fois à la suite. Grâce à l'électrocardiogramme, une fréquence cardiaque atteignant $148 \text{ batt.min}^{-1}$ est relevée durant un exercice à cet agrès et la dépense énergétique moyenne atteint $31.30 \text{ en ml.kg}^{-1}.\text{min}^{-1}$ en moyenne (Rodriguez et al. 1999).

2.3. Composition de l'enchaînement à la poutre

Un enchaînement à la poutre doit remplir un certain nombre d'exigences. L'exercice doit notamment tenir compte des directives suivantes:

- Répartition progressive des éléments afin de créer des points culminants.

- Mouvements en position transversale, latérale, oblique et proche de la poutre.

- Changements harmonieux entre les éléments gymniques et acrobatiques et les liaisons.
- Pause pour mettre en évidence le contrôle et la maîtrise des éléments d'équilibre.
- Souplesse.
- Rythmes variés.
- Exécution dynamique.
- Élégance et expression du style personnel.
- Originalité de la chorégraphie des éléments et combinaisons.

Un mouvement doit également satisfaire à des exigences en matière de difficultés des éléments qui le composent, la FIG les répertorie dans le code de pointage (FIG, 2007) et leur attribuant une valeur. Cette valeur est exprimée sous forme de lettres allant de A à F sachant que A est la valeur des éléments les plus simples. La majorité de ces éléments sont des éléments déjà réalisés au sol, juste transposés à l'agrès, en adaptation avec le support. Les nouvelles orientations données par le code de pointage FIG valorisent d'autant plus les gymnastes qui incluent dans leur enchaînement compétitif de nombreux éléments gymniques en série et éléments acrobatiques complexes. Si le code répertorie plus d'une centaine d'éléments distincts à la poutre, les études concernant des mouvements acrobatiques réalisés à cet agrès restent quantitativement peu nombreuses (Brüggemann, 1994). Il demeure un réel manque de données concernant les acrobaties exécutées à la poutre (Prassas, 1999). Parmi les quelques études conduites, Brown et al. (1996) ont investigué les forces de réaction lors de sorties de l'agrès, alors que Knoll (1996) s'est attaché à comparer les mécanismes biomécaniques dans la performance d'exercices acrobatiques au sol et en sortie de poutre.

2.4. Critères du jugement de la Fédération Internationale de Gymnastique

La performance gymnique est spécifiquement évaluée par le jury qui détermine les notes des gymnastes en fonction des éléments réalisés et des exigences fixées dans le code de pointage. Les productions des gymnastes doivent donc obéir aux contraintes de ce règlement rigoureux. Il s'agit de prendre en considération les critères du jury afin d'éviter les pénalisations. Les éléments sont considérés comme techniquement corrects lorsqu'ils sont présentés de manière

effective, avec un effort physique minimal et sans casser le rythme jusqu'à la position finale, en respectant les exigences générales posées à la tenue. Les juges vont sanctionner, lors de la réalisation d'un élément, les fautes d'exécution technique et de tenue, en appliquant les déductions correspondantes. Les pénalisations vont être comprises entre 0.10 point pour les « petites fautes » et 0.80 point pour les « grosses fautes », notamment les chutes de l'agrès. On peut se rendre compte qu'une seule chute, sanctionnée de 0.80 point (sur une note d'exécution de 10 points) suffit à faire descendre de manière importante une gymnaste dans le classement. En outre, tous les déséquilibres vont être sanctionnés, ainsi que tous les « mouvements pour maintenir l'équilibre » tel que définit dans le code de pointage. Ceux-ci incluent les mouvements supplémentaires des bras, du buste ou encore les pas supplémentaires.

2.5. Processus d'apprentissage à la poutre

La maîtrise du corps en situation inhabituelle, à différentes hauteurs et différentes vitesses, reste une caractéristique essentielle que l'on puisse conférer à la gymnastique sportive. Par la diversité des éléments techniques réalisés aux différents agrès, il ressort une combinaison de rotation avant et de rotation arrière, de rotation costale et longitudinale, qui peuvent être exécutées en appui, en suspension, librement ou combinées parfois. Pour Carrasco (1972), régulièrement pris comme référence lors des formations d'entraîneurs, « la perception du monde environnant va subir une amélioration par l'apprentissage de conduites partielles et répétées ou par répétition de conduites globales ». Au travers un apprentissage précoce, un affinement va se faire progressivement et permettre d'aboutir à une adaptation aux situations inhabituelles (Fig.9). Concernant l'acquisition de la majorité des éléments gymniques, l'apprentissage a pour objectif la recherche de sensations de déplacement et de vitesse du corps. L'organisation d'un système de référence est recherchée, la gymnaste pouvant s'organiser par rapport au sol, l'agrès ou une partie de son corps.

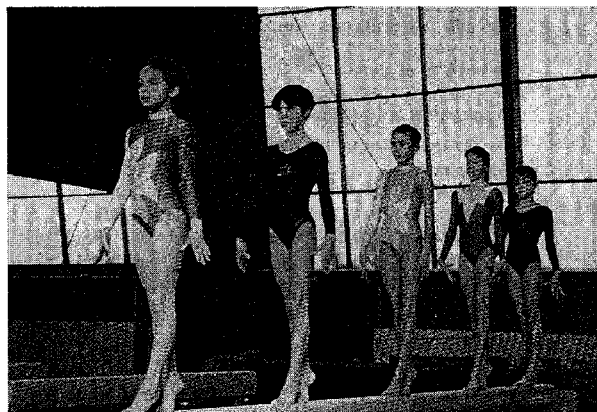


Figure 9 : Travail du maintien de l'équilibre du corps sur demi-pointe à la poutre placée à 1m25 du sol.

Une fois maîtrisés au sol, les gymnastes sont amenées à réaliser leurs éléments à la poutre. La didactique d'enseignement spécifique à cet agrès passe par un aménagement de l'espace. L'aménagement du milieu va constituer un bon moyen de faire s'engager le débutant. Empiriquement, les procédés d'entraînement ont pris en compte les aspects particuliers de l'agrès (largeur réduite et hauteur du support) en juxtaposant différentes phases d'apprentissage: généralement les méthodes d'entraînement s'organisent sur une première phase d'apprentissage du mouvement s'effectuant au sol puis, une deuxième phase où la gymnaste va évoluer sur une poutre basse (située à 20cm du sol généralement), avant de pouvoir enfin être amenée à la situation poutre haute réglementaire à 1m25. La répétition en poutre basse des éléments composant l'exercice présenté en compétition est en outre régulièrement incluse dans les routines d'entraînement, et ce, même pour les gymnastes maîtrisant parfaitement leurs éléments en poutre haute.

3. Les mouvements de renversement

Si l'on explore le code de pointage et les différents éléments que la gymnaste peut réaliser à la poutre, il apparaît bien que les mouvements de renversement, réalisés vers l'avant ou l'arrière sont des mouvements fondamentaux, codifiés dans le code (élément de valeur A) et qui constituent la base de toutes les évolutions. Les rotations avant et arrière prédominent en effet en gymnastique. Ces deux situations inhabituelles types, doivent donc être maîtrisées très tôt par la débutante et sont à la base de tout apprentissage. Ils amènent notamment la gymnaste à

la position d'appui tendu renversé (ATR), figure de base (Ganzin, 1998) et habileté motrice fine (Nouillot, 1998). Ils permettent de nombreuses complexifications évolutives ainsi que des transferts sur les différents agrès. Leur maîtrise technique constitue donc un passage obligé avant tout apprentissage de combinaisons pour les séries acrobatiques (souplesse arrière + flic-flac...). De nombreuses études se sont focalisées sur un mouvement de renversement particulier réalisé au sol, l'appui tendu renversé, mais en s'intéressant dans la majorité des cas uniquement sur la posture érigée sur les mains et non l'ensemble du mouvement de renversement (Asseman, 2005; Clément et al. 1988; Kerwin et Trewartha, 2001; Pozzo et al. 1988; Slobounov et Newell, 1996). Nous pouvons néanmoins retrouver quelques travaux qui se sont attachés à cet établissement sur les mains (Leboeuf et al. 2004; Nouillot, 1998).

Les principaux travaux sur l'ATR ont comparé les processus mis en jeu pour le maintien de l'équilibre lors de cette tâche à partir des connaissances apportées antérieurement sur les mécanismes d'équilibration lors d'une station érigée. Si l'organisation corporelle de la posture en ATR est assez similaire à celle de la posture debout (Rougier et al. 1998), les déviations antéro-postérieures sont plus marquées qu'en posture érigée et pour des amplitudes d'oscillations du CP plus grandes (Slobounov et Newell, 1996). Il ressort néanmoins que la position d'équilibre en ATR présente un certain nombre de caractéristiques spécifiques comparées à la station debout sur les pieds (Clément et Rézette, 1985; Pozzo et al. 1988) notamment une position de la tête renversée, une modification de la surface du support au sol, une sollicitation des muscles et articulations des membres supérieurs qui n'ont pas à la base un rôle antigravitaire et une réduction du champ visuel périphérique du fait de la proximité de la tête par rapport au sol. Alors que Clément et Rézette (1988) montrent l'importance de la vision en ATR, de l'ancrage de la direction du regard dans le contrôle de la posture, Asseman et Gahéry (2005) soulignent l'implication des afférences cervicales, du fait de la mise en jeu des réflexes toniques du cou entraînant une activation des extenseurs des membres et facilitant ainsi le maintien en appui tendu renversé.

4. Conclusion

Au regard de ce que nous venons d'exposer, un constat peut être réalisé:

- L'équilibre est un processus complexe, intégrant une source riche d'informations sensorielles, et dépendant notamment de l'individu, de la tâche, et du contexte environnemental dans laquelle cette tâche est réalisée.
- Les mouvements du CM, et son interaction avec le CP, sont des données pertinentes pour investiguer l'équilibre dynamique lors du mouvement.
- A l'agrès poutre, les gymnastes parviennent à maintenir leur équilibre lors de la réalisation de mouvements complexes sur un support haut (1m25) et étroit (10cm), les mouvements de renversement représentant des éléments fondamentaux en gymnastique.
- Il existe un manque de connaissances scientifiques concernant cet agrès.
- Aucune étude à notre connaissance n'a investigué le contrôle de l'équilibre à la poutre lors de la réalisation de mouvements acrobatiques.

Face à ce contexte, l'objectif principal de ce travail de thèse est de contribuer à mieux cerner les processus qui sous-tendent le contrôle de l'équilibre lors de la réalisation de mouvements gymniques à la poutre. Nous avons choisi de nous intéresser aux mouvements acrobatiques fondamentaux de renversement. Après avoir mis en place un dispositif expérimental qui nous permette d'accéder aux paramètres dynamiques et cinématiques de mouvements exécutés à la poutre, les spécificités des mouvements de renversement réalisés vers l'avant et l'arrière vont être dans un premier temps soulignées, à partir de ces indicateurs biomécaniques, données pertinentes pour l'étude des mouvements humains. A partir de là, en nous appuyant sur les mouvements du CM et de son interaction avec le CP, notre objectif sera de répondre à une première question qui était pour nous apparue: quelle est l'influence de la hauteur de la poutre sur l'équilibre dynamique des gymnastes expertes lors de la réalisation de mouvements acrobatiques? A l'issue de cette étude et des résultats obtenus, nous serons amenés à nous interroger sur l'effet de la condition visuelle et du positionnement de la tête sur l'équilibre des gymnastes à la poutre.

Chapitre 2: Mesure du mouvement, matériel et méthode

1. Introduction

Ce chapitre présente la démarche expérimentale mise en œuvre, adaptée au recueil de la cinématique de la gymnaste et des efforts externes exercés à la poutre. L'enregistrement des données dynamiques est effectué grâce à une poutre instrumentée de plates-formes de force. La difficulté résidait dans l'instrumentation de la poutre intégrant les différents capteurs au niveau des appuis pédestres et manuels, ce qui en fait son originalité.

L'analyse cinématique et cinétique d'un mouvement des sportifs nécessitant la caractérisation géométrique et inertielle du sujet étudié (Winter, 1990), la modélisation biomécanique retenue pour étudier le mouvement des gymnastes féminines à l'agrès est présentée dans un premier temps, ainsi que les calculs associés. L'enregistrement des données cinématiques à l'aide du système Vicon 612 et le recueil des données dynamiques sont détaillés dans un second et troisième temps. Les difficultés particulières liées à l'instrumentation et les solutions techniques apportées pour instrumenter l'agrès sont également présentées. Une quatrième partie présente les traitements et le code de calcul utilisé pour obtenir les paramètres retenus dans les différentes études qui composent ce travail. Enfin la validation du dispositif expérimental est finalement discutée, à partir du principe fondamental de la dynamique, en comparant les efforts calculés à partir du modèle et de la cinématique, à ceux mesurés par les plates-formes de force. La méthodologie propre à chaque étude, notamment les protocoles expérimentaux, sera développée de manière spécifique dans chacun des chapitres propres aux différentes études qui suivent.

2. Modèle géométrique et inertiel

2.1. Points anatomiques, marqueurs et délimitation des segments du corps

Le modèle s'appuie sur le positionnement de 39 marqueurs positionnés sur des points anatomiques précis placés aux articulations du corps ainsi qu'à différents points nous servant à reconstituer précisément l'orientation tridimensionnelle de chaque segment. Un minimum de trois marqueurs est nécessaire pour repérer la position de chaque segment corporel dans l'espace. Des marqueurs sont ainsi placés sur chacune des extrémités des segments (Fig. 10) en respectant les repères anatomiques (marqueurs proximal et distal). Deux points ne

permettant pas de rendre compte d'une rotation, des rotateurs sont également utilisés, permettant de construire le repère local à chaque segment et ainsi le calcul des rotations de ces segments. Les marqueurs sont passifs et limitent donc la gêne chez le sujet (Sternini et Cerrone, 1995). Ces marqueurs sont posés par un seul expérimentateur afin de limiter les erreurs inter-opérateurs dans le calcul (Gorton et al. 2001).

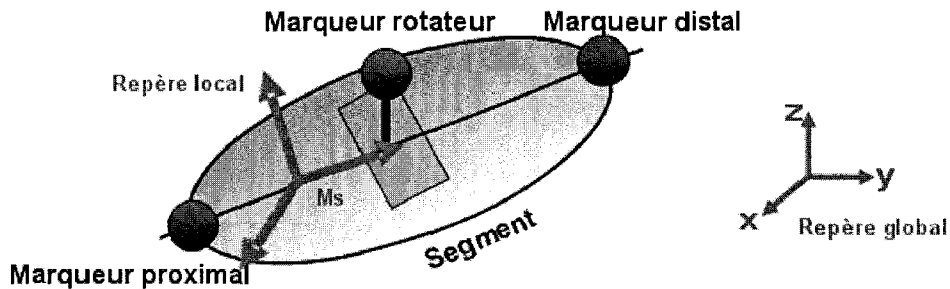


Figure 10 : Marqueurs proximal, distal et rotateur (d'après Pudlo, 1999).

Le modèle du corps humain utilisé se décompose en 16 segments comprenant la tête, les bras, les avant-bras, les mains, le thorax, l'abdomen, le pelvis, les jambes, les cuisses et les pieds. Chaque sujet porte les 39 marqueurs rétro-réfléchissants disposés comme sur la figure 11 (vue de face) et permettant de différencier les 16 segments. Cette vue de face permet d'apprécier le positionnement de 35 marqueurs, quatre autres marqueurs étant placés au dos du sujet, respectivement au niveau des vertèbres C7 et L5, et deux au niveau des talons.

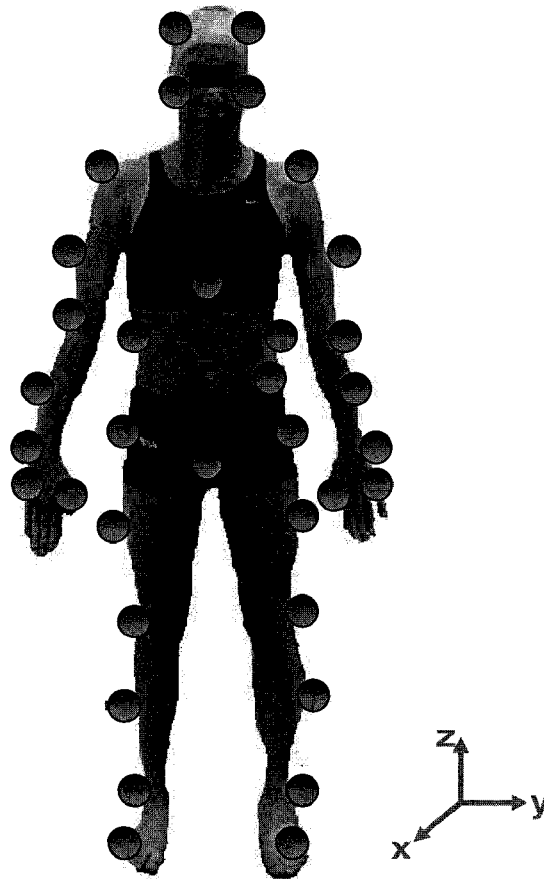


Figure 11 :Positionnement des marqueurs sur le sujet, vue de face.

2.2. Détermination des centres de masse segmentaires et du centre de masse

La détermination des positions du centre de masse, des masses et des moments d'inertie des segments d'un individu est réalisée à partir des modèles anthropométriques. Compte tenu de notre population jeune, sportive et féminine, notre modélisation s'appuie sur les tables de De Leva (1996) pour la détermination de la masse des segments (m_s) et de la position du centre de masse (M_s); les inerties sont déterminées à partir des travaux d'Hanavan (1964). Pour le calcul des inerties, les circonférences des segments, nécessaires pour calculer les rayons des bases et des extrémités des cônes et des ellipsoïdes, tout comme les longueurs segmentaires, sont relevées directement sur le sujet. La masse du sujet est également relevée avec précision, les masses segmentaires étant estimées comme une fraction de la masse corporelle.

Les centres de masse segmentaires sont des points d'équilibre qui se situent géométriquement entre le point proximal et le point distal qui définissent l'axe principal d'inertie. La position sur cet axe est déterminée en utilisant la formule (1):

$$\overrightarrow{P_s M_s} = k_s \cdot \overrightarrow{P_s D_s} \quad (1)$$

où P_s et D_s sont respectivement les points proximaux et distaux du segment, k_s le coefficient donné par la table anthropométrique et M_s son centre de masse.

Le centre de masse corporel, barycentre de l'ensemble des centres de masse des différents segments du corps, est déterminé à partir de l'équation (2):

$$\overrightarrow{OM} = \frac{1}{\sum_{s=1}^{16} m_s} \sum_{s=1}^{16} m_s \cdot \overrightarrow{OM_s} \quad (2)$$

où O est l'origine du repère, M le centre de masse global, M_s les centres de masse segmentaires et m_s les masses des segments.

2.3. Calcul des vitesses et des accélérations du centre de masse et des centres de masse segmentaires

Les vitesses et accélérations sont calculées respectivement par dérivation première et seconde des positions. L'algorithme retenu pour calculer les dérivées est une dérivation centrée sur 5 points.

2.4. Calcul des contributions segmentaires

Pour calculer les paramètres de « contributions segmentaires » à la quantité de mouvement globale résultante, les centres de masse segmentaires sont déterminés puis leurs coordonnées sont dérivées une fois à l'issue du traitement des signaux pour calculer leur vitesse. Cette vitesse est alors multiplié par la masse du segment (Equation 3).

$$\vec{p} = \sum_{s=1}^{16} m_s \times \vec{v}_s \quad (3)$$

où p représente la quantité de mouvement globale, m_s la masse du segment et v_s sa vitesse.

3. Analyse cinématique

L'enregistrement est réalisé par le système optoélectronique Vicon® 612 qui permet le recueil des positions tridimensionnelles de marqueurs fixés sur des points anatomiques, en référence au modèle anthropométrique retenu, dans un volume calibré. Ce système de mesure, constitué de caméras reliées à un ordinateur, isole des marqueurs passifs de leur environnement par réfléchissement de la lumière infrarouge. Les coordonnées 2D obtenues par chacune des caméras sont combinées afin de calculer les coordonnées 3D de chacun des marqueurs par rapport à un repère fixe, à partir d'un algorithme de reconstruction (Greaves, 1995).

Le déroulement d'une acquisition s'effectue en plusieurs étapes:

- Mise en place des caméras et détermination du volume à calibrer.
- Calibration de l'espace et paramétrage de chaque caméra.
- Mise en place des marqueurs sur le sujet.
- Enregistrement des mouvements effectués par le sujet.
- Calcul des trajectoires tridimensionnelles des marqueurs.

3.1. Caméras et reconstruction 3D

3.1.1. Caméras

Huit caméras CCD (Charge Coupled Device) de haute résolution (1880 pixels × 881 pixels), équipées d'un flash annulaire infrarouge (Fig.12), sont reliées à des concentrateurs qui les alimentent et permettent le recueil du signal vidéo au niveau d'une station centrale. Cette station de traitement DataStation Vicon® est reliée à un PC équipé du logiciel Workstation, servant au pilotage du système.

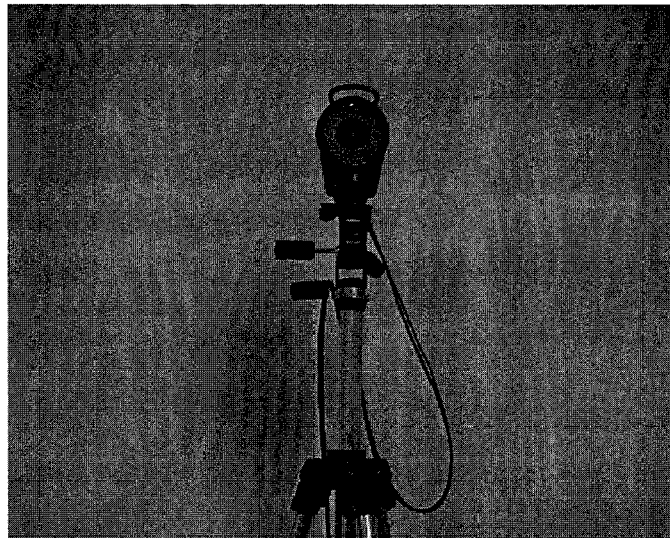


Figure 12 : Une des caméras haute résolution, équipée d'un flash annulaire infrarouge, équipant le système Vicon 612®.

3.1.2. Positionnement des caméras

Les techniques liées aux systèmes optoélectroniques nécessitent que les marqueurs puissent être visualisés par au moins deux caméras pour pouvoir reconstruire sa position 3D. Compte tenu du caractère acrobatique des mouvements étudiés, de nombreuses pré-manipulations ont été nécessaires pour parvenir à écarter tout phénomène d'occlusion de marqueurs, notamment lors des phases de renversement du corps, par un positionnement optimal des caméras. Afin de couvrir l'ensemble du mouvement, de mieux appréhender le renversement du corps tout en évitant la perte de marqueurs, nous installons 4 caméras basses de manière à capturer au mieux le renversement du corps et 2 caméras à l'avant, ainsi qu'à l'arrière du volume d'acquisition (Fig. 13). Les caméras sont positionnées dans l'espace afin de couvrir un champ de mesure de 3 mètres par 3 mètres de base et de 2.5 mètres de haut.

Néanmoins, dans les quelques cas de détection de perte de marqueurs minimes dans certaines parties du mouvement (l'intervalle de pertes ne dépassant pas 15 images), un algorithme d'interpolation est utilisé pour ré-estimer la position de ce marqueur pendant toute la durée de l'intervalle durant lequel ce marqueur est perdu. Le choix s'est porté sur un algorithme d'interpolation consistant en une fonction spline qui complète la partie manquante de la trajectoire en approximant des morceaux de courbes polynomiales, à l'aide du plug-in interpolation du logiciel Workstation du système Vicon®.

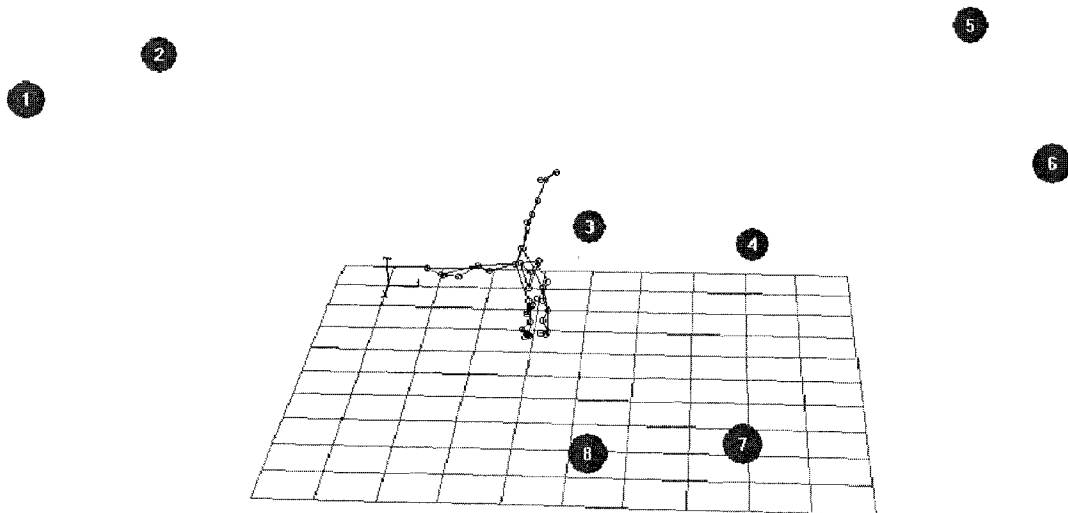


Figure 13 : Placement typique des huit caméras lors d'une expérimentation.

3.1.3. Calcul des positions 3D

La taille des marqueurs est adaptée au volume calibré, un marqueur devant être représenté par plusieurs pixels sur une image caméra pour l'efficacité du calcul du centroïde. Notre choix de marqueurs s'est porté sur des sphères de 14mm de diamètre. Par la diffusion d'une lumière infrarouge, les marqueurs, recouverts de Scotch-lite® sont différenciés des autres sources lumineuses, après un traitement faisant ressortir les gammes chromatiques de la longueur d'onde utilisée par les projecteurs stroboscopiques. Les coordonnées bidimensionnelles du centre de chaque tache sont définies dans le plan image à partir de méthodes basées sur la définition de contours et la détermination du centroïde (Chèze, 2005). Les coordonnées tridimensionnelles d'un point sont alors calculées (Fig. 14) par un algorithme de reconstruction qui s'appuie sur une méthode de triangulation, la transformation linéaire directe (DLT) (Abdel-Aziz et Karara, 1971).

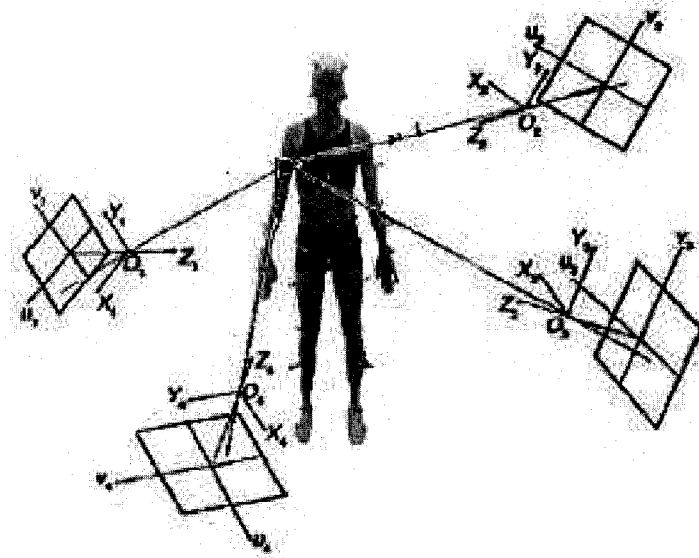


Figure 14 : Calcul des coordonnées 3D de chaque marqueur à chaque instant (d'après Chèze, 2005).

3.2. Calibration

L'étape de calibration permet de déterminer les positions relatives de chacune des caméras. La calibration du système s'effectue en 2 étapes: une statique, une dynamique.

La calibration statique consiste à placer une équerre en forme de L (Fig. 15) composée de quatre marqueurs, dont la géométrie est connue du système, dans le volume à calibrer. La position des marqueurs placée sur cette équerre est enregistrée. Ses dimensions, très précisément connues, permettent au système une première estimation de la géométrie des caméras. Cette équerre sert également à affecter un repère fixe commun à toutes les caméras, le système pouvant calculer la direction des axes du repère de travail (x , y , z) et donner l'origine O du repère.

La calibration dynamique consiste à mouvoir une baguette rigide (Fig. 15), dotée de 2 marqueurs espacés de 500 mm, dans l'espace à calibrer. Connaissant la distance entre les 2 marqueurs, le système peut calculer la métrique de l'ensemble du volume souhaité. La position des marqueurs sera alors déterminée par triangularisation dans l'espace.

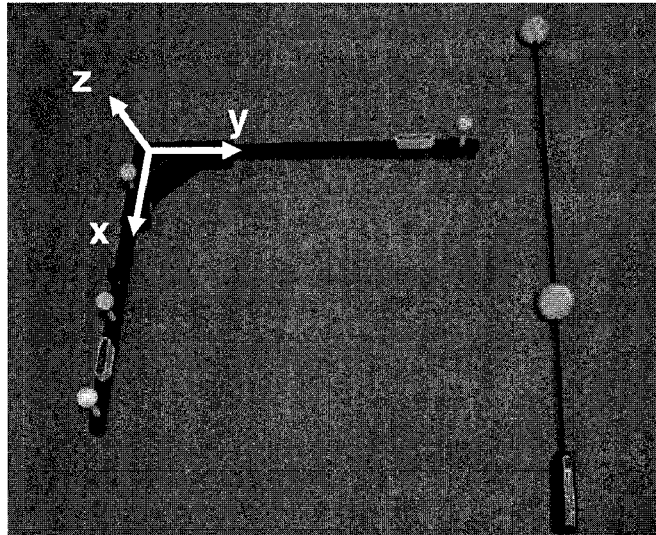


Figure 15 : Equerre et baguette de calibration utilisées pour le système Vicon 612®.

3.3. Précision du système et erreurs de mesure

3.3.1. Les sources d'erreurs

Différentes sources d'erreurs, liées au système de mesure ou expérimentales peuvent exister (Baker, 2006; Chiari et al. 2005). Les erreurs instrumentales liées au système de mesure peuvent provenir principalement de:

- Résolution des caméras (analogiques ou numériques).
- Qualité des objets de calibrage et de la calibration du volume de mesure.
- Algorithmes de calcul du centroïde des mires (subpixels).
- Correction des distorsions des images.
- Prise en compte des informations de caméras redondantes.

Les erreurs expérimentales liées au protocole de mesure peuvent être issues de:

- Taille des mires /au champ d'étude.
- Configuration des caméras.
- Position des mires sur le sujet.

Les erreurs dans la détermination des centres articulaires et celles engendrées par les artefacts dus aux mouvements des masses molles et de la peau peuvent également être un facteur limitant la résolution au niveau d'une articulation (Begon et Lacouture, 2005b; Cappozzo et al. 1997; Della Croce, 2006; Holden et al. 1997; Reinschmidt et al. 1997).

3.3.2. Précision du système d'analyse du mouvement

Différents travaux se sont interrogés sur les possibilités des systèmes d'analyse du mouvement, avec comme critères précision et reproductibilité des mesures, mais également l'ergonomie générale, le temps nécessaire à l'obtention des données 3D brutes et les possibilités de post-traitement. Vieilledent (2002) montre que seuls quelques systèmes obtiennent d'excellentes performances pour tous les types de tests, dont parmi eux, le système Vicon®. Le constructeur fournit une erreur de mesure qui correspond à l'écart-type sur la position d'un marqueur: *erreur = (distance la plus grande entre deux points du volume de mesure)/3891*. Pour un volume cubique de longueur L, l'erreur peut être calculée par:

$$e = \frac{\sqrt{3.L^2}}{3891}.$$

Les tests sur site, avec la méthode de Richards (1999) ou encore la méthode de Ehara (Ehara et al. 1997), utilisent un dispositif permettant le déplacement systématique et contrôlé d'une série de marqueurs dans l'espace calibré de façon à estimer la précision de la mesure et son efficacité. Richards (1999) compare les erreurs de mesure linéaires et angulaires de différents systèmes d'analyse du mouvement existants avec un dispositif générant un mouvement rotatif de marqueurs dans un volume de mesure prédéfini (Fig. 16). Les résultats montrent que pour ce protocole expérimental le système *Vicon 370* apparaît comme l'un des plus performants, une précision de 0.003% (en % du champ de mesure) est rapportée.

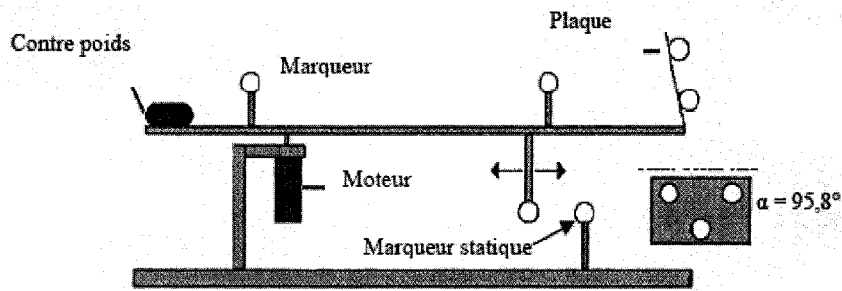


Figure 16 : Appareillage de testing utilisé pour l'évaluation des erreurs de mesure de différents systèmes d'analyse du mouvement (d'après Richards, 1999).

Au sein de notre laboratoire, la précision de notre système VICON 612® a été évaluée avec des objets de longueur et de géométrie connues (Gillet, 2004). Les tests de précision ont notamment été effectués avec un cube en aluminium d'environ 1m^3 (Fig. 17), équipé de huit marqueurs dont on connaît les positions relatives. Il s'agissait de contrôler la précision du système en comparant les distances et les angles connus du cube, aux distances et aux angles calculés à partir des données 3D acquises. Pour vérifier la précision du système en dynamique, des acquisitions d'un petit cube (environ 60 cm de coté) en mouvement ont également été effectuées dans le champ calibré, afin de mesurer les distances et les angles.

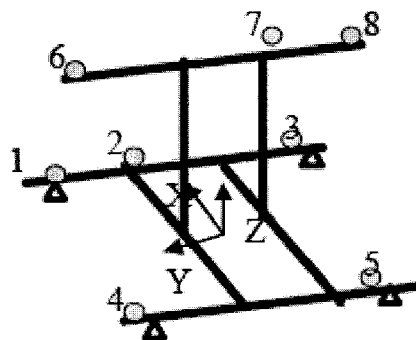


Figure 17 : Schéma du cube utilisé pour déterminer la précision du système.

En statique, Gillet (2004) note une variation maximale de 0.21 % pour les distances et 0.18 % pour les angles. En dynamique, l'auteur précise que les variations maximales sont de l'ordre de 0.24 % pour les distances et de 1.62 % pour les angles. Ces résultats montrent donc une très faible imprécision de l'ordre du millimètre et du degré par rapport à la taille du champ utilisé pour les expérimentations. Des estimations sur la précision du système Vicon 612® ont également été obtenues au LAMIH par Ludovic Delporte lors d'un audit en novembre 2001. Une précision du système de 1mm sur les distances correspondant à la taille des segments corporels et une erreur sur les angles est de 2° est rapportée.

4. Dispositif dynamique

4.1. Recueil des forces au niveau des appuis pédestres et manuels

4.1.1. Instrumentation d'une poutre d'équilibre

Une poutre d'équilibre, répondant aux normes matérielles de la Fédération Internationale de Gymnastique, instrumentée avec quatre plates-formes de force, a entièrement été conçue au LAMIH (Fig. 18). Cette instrumentation devait pouvoir permettre le recueil des efforts externes au niveau des appuis pédestres et manuels.

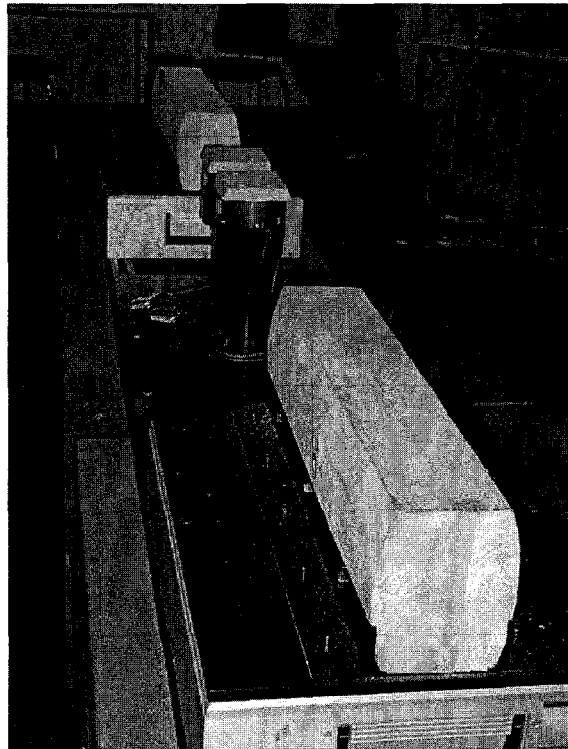


Figure 18 : La poutre d'équilibre instrumentée.

L'ensemble du système est fixé sur un socle constitué par un rail en acier permettant de régler la position des plates-formes sur un axe antéro-postérieur. La distance entre les plates-formes est ajustable, les espaces inter-appuis étant variables en fonction des sujets et en fonction des mouvements étudiés. Le dispositif complet peut être surélevé à la hauteur réglementaire de 1m25. L'ensemble du dispositif a été conçu pour éliminer au maximum les vibrations. La masse du rail et des plates-formes de force garantit l'immobilité de la poutre en cours d'expérimentation.

4.1.2. Aménagements apportés

Des manchons en mousse, aux dimensions de la poutre, sont insérés afin de combler les espaces vides (Fig. 19) qui peuvent exister entre les tronçons de poutres, et qui pourraient perturber les gymnastes.

Pour garantir la sécurité des gymnastes, des tapis de réception sont placés autour du dispositif.

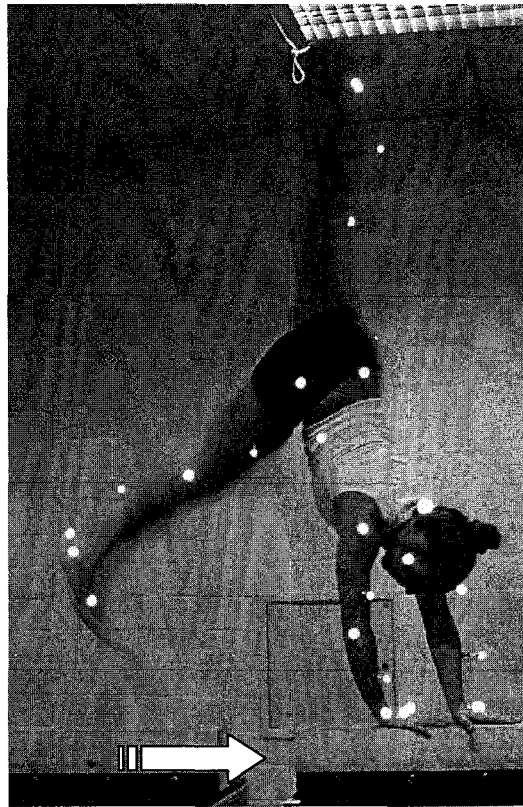


Figure 19 :Pré-manipulations. Aménagement nécessaire des espaces libres.

4.1.3. Plates-formes de force

Quatre capteurs de forces peuvent être intégrés en fonction de la spécificité de l'étude. L'agencement des différents tronçons de poutre instrumentés est réalisé en fonction de l'expérimentation (Fig.20).

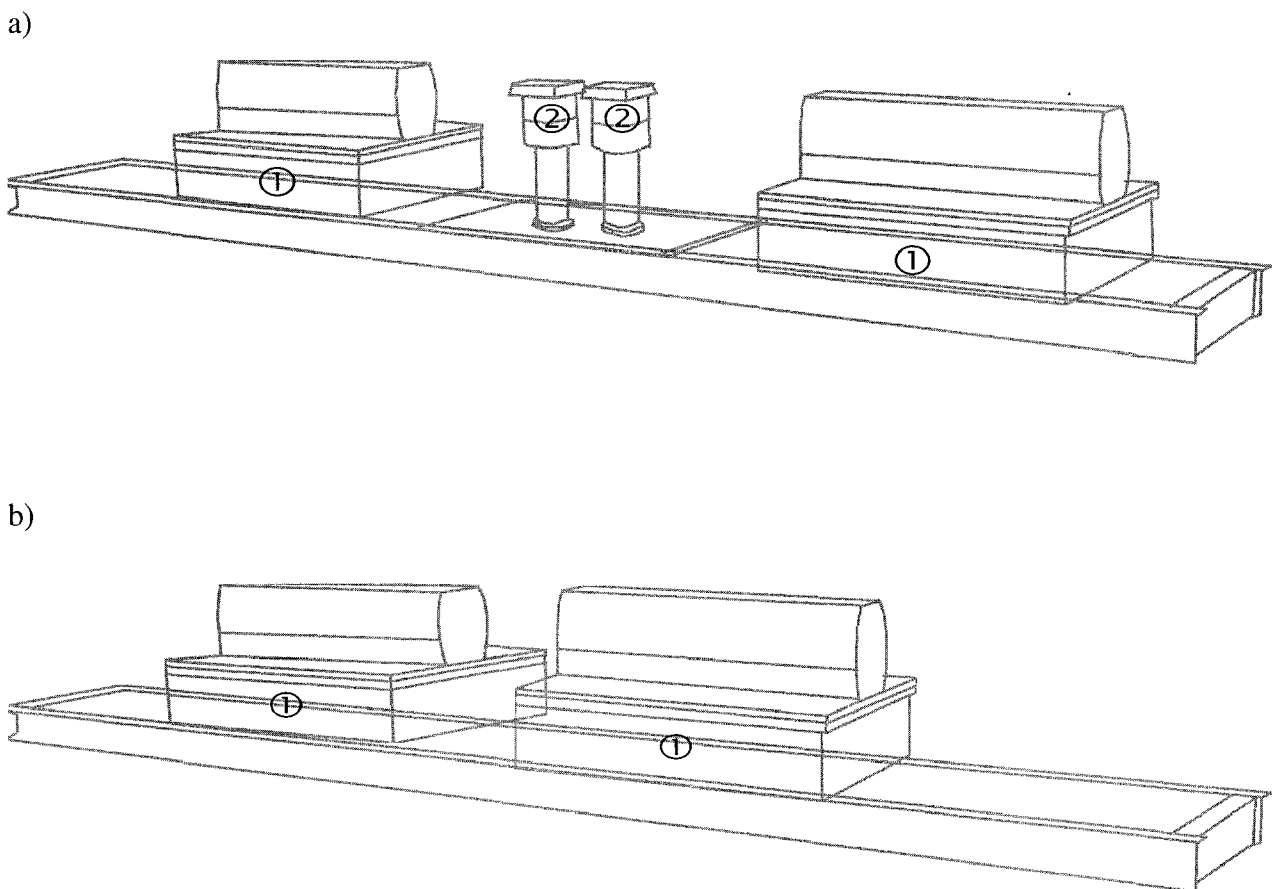


Figure 20 : Schéma de la poutre instrumentée, avec différentes configurations possible. a: positionnement de 4 capteurs de force, b: positionnement de 2 capteurs. ①: capteur PX 2000; ②: capteur EX 114.45-200.

4.1.3.a. Mesure des forces au niveau des appuis pédestres et/ou manuels

Deux plates-formes de force de type PX 2000 de chez LOGABEX (GIAT Industrie) sont utilisées. Ces capteurs sont constitués de 2 brides reliées entre elles par 6 poutres sur lesquelles sont collées des jauges de contraintes. Les signaux issus des ponts de jauges de contraintes sont conditionnés par une carte électronique se trouvant sous le plateau des plates-formes. Ainsi, les tensions issues de chacune des jauges sont amplifiées et ces tensions aux bornes apparaissent nettement supérieures aux parasites issus du transport par câble. La longueur, la largeur, la hauteur et la masse de chaque plate-forme sont respectivement de

600mm, 400mm, 133mm et 30Kg. L'étendue de mesure est de 550 daN pour les composantes F_x et F_y , 2100 daN pour la composante F_z , 210 daN.m pour les composantes M_x et M_y et 240da.N.m pour la composante M_z . L'erreur constructeur est de 1% de l'étendue de mesure pour chacune des composantes.

4.1.3.b. Mesure des forces au niveau des appuis manuels

Les appuis manuels, peuvent également être dissociés grâce à deux plates-formes de force miniatures à 6 axes de type EX 114.45-200 de chez LOGABEX. Le diamètre, la hauteur totale et la masse (sans câble) sont respectivement de 114mm, 45 mm et 0,335Kg. L'étendue de mesure est de 200 daN pour la composante F_z , 50 daN pour les composantes F_x et F_y , 6 daN.m pour la composante M_z et 5 daN.m pour les composantes M_x et M_y . L'erreur constructeur est estimée à 1% de l'étendue de mesure pour chaque composante.

4.2. Détermination du centre de pression

Le centre de pression est déterminé à partir des équations (4):

$$CP_x = \frac{-M_y + F_x \times Z_0}{F_z} + X_0 \quad (4)$$

$$CP_y = \frac{M_x + F_y \times Z_0}{F_z} + Y_0$$

avec CP_x la coordonnée en X du centre de pression, CP_y la coordonnée en Y du centre de pression, Z_0 l'offset vertical du haut de la poutre par rapport à l'origine de la plate-forme, F_x la force sur l'axe X, F_y la force sur l'axe Y, F_z la force sur l'axe Z, M_x le moment sur l'axe X, M_y le moment sur l'axe Y.

Winter et al. (1996) ont expliqué la relation entre les positions des centres de pression de chaque appui et la position du CP résultant. Les données de force et de centre de pression pour chaque plate-forme sont combinées pour déterminer les coordonnées du centre de

pression global (Winter, 1995). L'équation (5) permet de déterminer la position du centre de pression global (CPnet), ici dans le cas de l'utilisation de trois plates-formes.

$$CP_{net} = CP_1 \frac{Fz_1}{Fz_1 + Fz_2 + Fz_3} + CP_2 \frac{Fz_2}{Fz_1 + Fz_2 + Fz_3} + CP_3 \frac{Fz_3}{Fz_1 + Fz_2 + Fz_3} \quad (5)$$

5. Etalonnage et traitement des signaux

5.1. Etalonnage

L'étalonnage des capteurs est réalisé avant chaque expérimentation. Des cycles de charges-décharges successifs de 0Kg à 55kg par paliers de 5Kg maximum, pour chaque capteur, sont réalisés.

L'offset des plates-formes est réalisé avant chaque expérimentation avec le système Vicon®. Une attention particulière lors de chaque expérimentation est portée pour éviter toute erreur de position entre le repère associé au système optoélectronique et celui des différentes plates-formes de force (Browne et O'Hare, 2000). La vérification de la calibration du positionnement de chaque plate-forme a été réalisée en plaçant quatre marqueurs sur le sommet de la plate-forme. Cette procédure a été répétée 15 fois. Chaque donnée de calibration a été moyennée et la valeur résultante moyenne a été retenue pour la valeur de position de la plate-forme. Concernant la répétabilité inter-tests, les plus grands différences observées pour chaque coordonnée de marqueur, pour les 15 répétitions, étaient de 2.1mm maximum, mais la plupart du temps de moins de l'ordre de 1mm. L'erreur de mesure de la position du centre de pression a été déterminée par l'acquisition successive de points de contrôle connus répartis sur la face supérieure de chaque tronçon de poutre (Fig. 21). L'erreur de distance moyenne a été enregistrée et comparée avec les distances connues de la position de la pointe. Elle atteint une moyenne inférieure à 2mm.

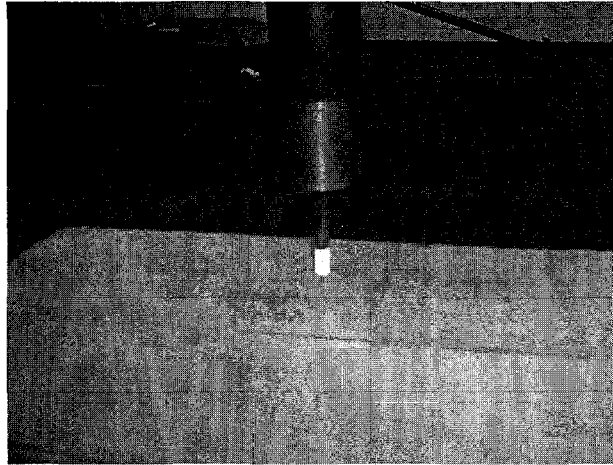


Figure 21 : Acquisition successive de points de contrôle sur la poutre.

5.2. Filtrage

A partir de l'analyse des spectres de Fourier et d'une analyse bibliographique (Kwon, 2001; Roithner et al. 2000; Winter 1990), nous retenons un filtre Butterworth passe bas, d'ordre deux avec une fréquence de coupure à 6 Hz. Ce filtre est implémenté de façon à éliminer le déphasage et à minimiser les effets de bord.

6. Traitement des données et code de calcul

Pour traiter les fichiers de données, le code de calcul utilisé (Barbier, 1994) est développé en langage C, sous CVI (National Instrument). LabWindows / CVI est un environnement de développement ANSI C qui comprend des outils facilitant la conception, l'écriture, la validation et le déploiement des applications de test, mesure et contrôle - commande. Il est basé sur la méthode itérative et les équations de Newton – Euler (2ème et 3ème lois de Newton) dont les entrées sont la cinématique du mouvement et les efforts externes appliqués au sujet. Le code se compose de différents modules:

- Un module de filtrage et lissage ajustable.
- Un module de dérivation permettant le calcul des vitesses et des accélérations depuis les positions données par la cinématique et la dérivation des paramètres d'Euler.

- Un module calculant l'orientation spatiale des segments.
- Un module de calcul des forces et couples.

Les caractéristiques géométriques et les paramètres inertiels de la modélisation sont placés dans un fichier spécifique. A partir de ces indices du modèle, associés aux caractéristiques anthropométriques du sujet, les inerties des segments sont calculées et stockées dans une base de données. Une interface offre la possibilité de charger les données concernant le sujet choisi lors de l'expérimentation, soit: les positions tridimensionnelles des 16 segments, les forces, les moments tridimensionnels exercés sur les quatre plates-formes de force, ainsi que les points d'application de ces forces.

7. Concordance entre les données cinématiques et dynamiques

Il est possible de valider le dispositif expérimental par la seconde loi de Newton, l'ensemble des forces extérieures et la cinématique étant enregistrés. La méthode de validation que nous avons choisie, consiste à appliquer le principe fondamental de la dynamique lors de mouvements accélérés (Begon, 2006; Begon et Lacouture, 2005a). La concordance entre les forces externes calculées à partir des données issues des plates-formes et des données cinématiques (Gillet et al. 2003; Kingma et al. 1996) a été vérifiée.

Une analyse de corrélation entre les estimations des forces externes issues des plates-formes et des données cinématiques, à partir de la seconde loi de Newton (6) a été réalisée grâce à l'enregistrement de 20 mouvements acrobatiques de souplesse arrière réalisés à hauteur de compétition (1m25). La population est composée de 5 gymnastes (taille moyenne: 154.2 ± 1.8 cm, âge moyen: 16.83 ± 3.8 ans, poids moyen: 45.5 ± 3.4 kg). Ce mouvement amène la gymnaste, à partir d'un appui pédestre unipodal, à se renverser pour se placer en appui manuel avant de revenir en appui pédestre unipodal, la gymnaste évoluant ainsi sur les quatre plates-formes.

Pour un segment, il s'agit de calculer l'accélération de son centre de masse et de multiplier cette accélération par la masse du segment. Les accélérations sont calculées en dérivant deux fois les positions, à l'issue du traitement des signaux. Ce calcul s'effectue selon les trois axes

et sur l'ensemble du mouvement. D'après la seconde loi de Newton, la somme des forces externes devrait donc être égale à la somme des différentes masses des segments de corps multipliées par leurs accélérations respectives.

Les deux termes de l'équation représentent donc des données hétérogènes obtenues avec des systèmes d'acquisition différents.

$$\sum \vec{F}_{\text{ext},t} = \sum_{i=1}^{N=16} m_i \times \vec{a}_{i,t} \text{ avec } \vec{R}_{\text{RH},t} + \vec{R}_{\text{LH},t} + \vec{R}_{\text{RF},t} + \vec{R}_{\text{LF},t} + \vec{W} = \sum \vec{F}_{\text{ext},t} \quad (6)$$

où \vec{W} correspond au poids du sujet et $\vec{R}_{\text{RH},t}, \vec{R}_{\text{LH},t}, \vec{R}_{\text{RF},t}, \vec{R}_{\text{LF},t}$ représentent respectivement les forces de réactions au niveau des mains (droite et gauche) et des pieds (droit et gauche).

Les amplitudes de données de forces résultantes (valeur maximum – valeur minimum) sont d'abord précisées afin d'indiquer l'importance relative des différentes accélérations sur les différents axes. Lors du mouvement acrobatique de souplesse arrière, les amplitudes sur l'axe antéro-postérieur et vertical sont environ respectivement 5 à 6 fois supérieures à celles rencontrées sur l'axe médio-latéral. La figure 22 montre une courbe typique de la résultante des forces extérieures issues des données des quatre plates-formes, chez un sujet. La moyenne des amplitudes de ces forces représente respectivement 16%(± 3) du poids de corps, 88(±10) et 105(±9) pour les axes latéraux, antéro-postérieurs et verticaux, sur nos 20 mouvements.

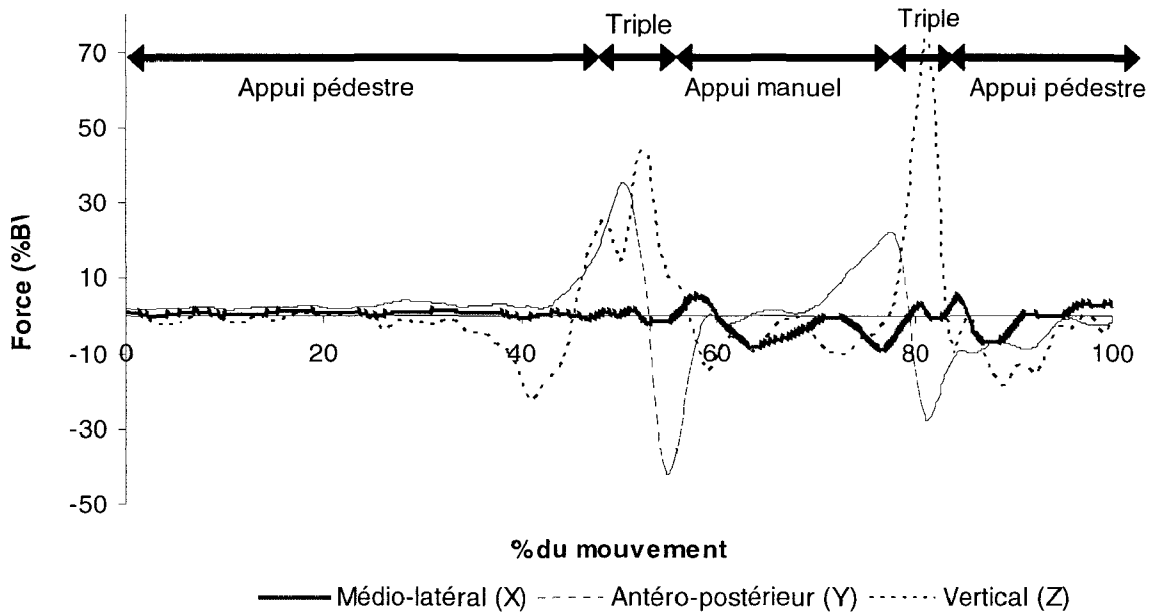


Figure 22 : *Variation des forces externes issues des données des quatre plates-formes, selon les 3 axes, lors du mouvement de souplesse arrière chez un sujet expert. Les forces sont exprimées en pourcentage du poids de corps (%BW). Le graphique est normalisé par rapport à la durée totale du mouvement (100%).*

Les coefficients de corrélation de Pearson, sur les trois axes, entre les courbes issues des données plates-formes de force et les données cinématiques sont présentés dans le tableau 1.

Les coefficients de corrélation calculés sont tous supérieurs à 0.81 (Tableau 1), ce qui indique une bonne adéquation entre les données des plates-formes de force et les données cinématiques. On peut souligner que les valeurs de RMS (Andriacchi et Hurwitz, 1997), indicateur global de la précision, entre les données issues des deux membres de l'équation (6) étaient inférieures à 12 N sur les 3 axes. Nous obtenons des résultats similaires lorsque l'étude est élargie à l'ensemble des mouvements réalisés dans les différentes études qui suivent (les coefficients calculés étant tous supérieurs à 0.81).

	Coefficients de corrélation (moyenne ± écart-type)
Médio-latéral	0.81 ± 0.06
Antéro-postérieur	0.97 ± 0.02
Vertical	0.98 ± 0.01

Tableau 1 : *Coefficients de corrélation de Pearson, sur les trois axes, entre les courbes issues des données plates-formes de force et des données cinématiques.*

Sur l'axe vertical, Kingma et al. (1996) reportent des valeurs étendues entre 0.863 et 0.996 pour différentes tâches de levées de charges. Gillet et al. (2003) rapportent un coefficient de corrélation moyen de 0.93 lors de la marche. Sur le plan horizontal, les coefficients de corrélations ne sont pas aussi forts que sur l'axe vertical: Kingma et al. (1996) ont calculé des valeurs qui se sont étendues entre 0.389 et 0.670. Une valeur plus basse de 0.34 a été rapportée par Looze et al. (1992).

Nagano et al. (2004) donnent différentes explications pour expliquer les différences entre les forces mesurées et les forces calculées: les erreurs dans la détermination de la position des marqueurs anatomiques (Hinrichs et McLean, 1995), les effets du filtrage (Vint et Hinrichs, 1996) ou encore les erreurs dans la mesure des forces de réaction du sol (Vanrenterghem et al. 2001). Ils soulignent également qu'une autre explication plus probable est l'erreur dans les valeurs anthropométriques. Comme il est très long de déterminer les valeurs anthropométriques individuelles des sujets avec précision (Baca, 1996; Hatze, 1980), ces paramètres sont estimés à partir de tables fréquemment utilisées dans la littérature (De Leva, 1996). Ces valeurs n'étant pas obtenues à partir de mesures spécifiques directes sur le sujet (rapport de proportionnalité notamment), ce facteur peut fortement expliquer la différence entre les forces mesurées par les plates-formes et celles calculées.

Begon (2006) propose également que la dérivation numérique et le modèle anthropométrique sont les deux sources principales d'incertitudes. Les dérivations successives pour obtenir les

accélérations à partir des déplacements peuvent augmenter le bruit, et cela, malgré un traitement du signal. Néanmoins, individualiser le modèle anthropométrique semble l'élément à envisager en premier lieu si l'on souhaite augmenter la concordance entre les deux sources de données.

8. Conclusion

Ce chapitre a permis d'explicitier la méthodologie expérimentale permettant de recueillir les données cinématiques et dynamiques des mouvements des gymnastes à la poutre. La modélisation géométrique et inertielle a été développée, les traitements et les calculs réalisés sur les données ont été présentés. L'instrumentation de la poutre permettant d'accéder aux efforts externes au niveau des appuis pédestres et manuels a été validée.

Synthèse

La méthodologie expérimentale, permettant le recueil de données cinématiques et dynamiques, données pertinentes pour la caractérisation des mouvements gymniques à l'agrès poutre, a été présentée. Le dispositif expérimental, qui se voulait original, intégrait une poutre d'équilibre instrumentée de capteurs de force et un système d'analyse optoélectronique du mouvement. L'instrumentation de la poutre, permettant de mesurer les efforts externes développés au niveau des appuis pédestres et manuels, a été développée et validée.

Chapitre 3: Etude cinématique et dynamique
des mouvements gymniques de renversement à
la poutre

1. Introduction

Les mouvements de renversement avant et arrière, réalisés à la poutre, ayant uniquement fait l'objet de descriptions dans des revues techniques et spécialisées (Mémento Technique F.F.G, 1997), l'objectif de ce chapitre est de présenter plus spécifiquement l'évolution des paramètres cinématiques et dynamiques au cours de leur exécution, et ceci avant d'appréhender les différents aspects du contrôle de l'équilibre lors de leur réalisation dans les chapitres suivants. Ce mouvement de renversement va consister à renverser l'ensemble du corps en passant d'un appui pédestre à un appui manuel.

Après une description des différentes phases caractéristiques qui composent les mouvements, nous nous attacherons à l'étude des paramètres dynamiques à partir des forces de réaction exercées au niveau des appuis pédestre et manuel. Dans un second temps nous nous intéresserons à la vitesse du centre de masse. Les contributions segmentaires dans la construction de la quantité de mouvement globale résultante seront en outre présentées. Finalement, une attention particulière sera portée sur les déplacements du centre de masse et son interaction avec le centre de pression.

2. Méthodologie

2.1. Population

Treize gymnastes « expertes », de niveau national à international, s'entraînant un minimum de 20 heures hebdomadaire, prennent part à l'étude. Elles sont habituées à réaliser les mouvements acrobatiques de renversement avant et arrière et maîtrisent ainsi depuis de nombreuses années le mouvement étudié. Pour des raisons de calendrier et de disponibilité des gymnastes, l'expérimentation a nécessité de composer 2 groupes. L'étude du mouvement avant s'effectue sur un groupe composé de sept gymnastes, alors que l'étude du mouvement arrière s'appuie sur un groupe de six gymnastes (Tableau 2).

Les deux groupes de gymnastes sont de niveau similaire et une analyse statistique par test t de Student pour valeurs non appariées permet de vérifier que les caractéristiques anthropométriques des deux groupes le sont également. Avec un seuil de significativité fixé à

0.05, aucune différence significative n'est trouvée concernant le poids, la taille et la distance Inter-EIAS (Epines iliaques antéro-supérieures) ($p > 0.45$ pour l'ensemble des variables).

	Age (années)	Taille (cm)	Masse (Kg)	Distance Inter-EIAS (cm)
av)	18.4 (± 4.4)	156.7 (± 4.3)	49.2 (± 4.7)	28.6 (± 2.6)
ar)	16.1 (± 3.6)	153.2 (± 1.8)	45.5 (± 3.4)	28.2 (± 2.4)

Tableau 2 : *Caractéristiques des deux groupes de sujets. Moyenne et écart-type de l'âge, la taille, la masse et de la distance séparant les épines iliaques antéro-supérieures (EIAS) des gymnastes pour l'étude du mouvement avant (av) et arrière (ar).*

2.2. Protocole

Le protocole est identique pour les deux mouvements. La gymnaste, à partir d'une position statique debout, doit se renverser pour arriver en appui tendu renversé sur les mains. Le choix des appuis (pieds droit/gauche et mains droite/gauche) est laissé libre à la gymnaste et demeure constant pour l'ensemble des répétitions. Les sujets sont amenés à réaliser le mouvement de renversement en poutre basse, placée à 20cm du sol, correspondant à la hauteur traditionnellement utilisée dans les processus d'entraînement.

Après un échauffement laissé libre à la gymnaste, les sujets exécutent une série de minimum quatre mouvements. Une durée de repos suffisante est accordée après chaque essai afin d'éliminer tout effet de fatigue. Les performances sont évaluées à partir du code de pointage en vigueur. Après vérification que les sujets réalisent correctement le mouvement au regard des critères du jugement, avec la pause en position d'appui tendu renversé, les meilleurs essais pour chaque condition, basés sur le score des juges, sont retenus. De même, un mouvement n'est validé que si le retour sur les pieds est correctement effectué, et cela, pour les deux mouvements. Pour le mouvement vers l'avant, la gymnaste revient à sa position initiale, pour le mouvement vers l'arrière, le retour s'effectue dans la continuité du mouvement comme pour le mouvement avant.

2.3. Traitement et normalisation des données

Afin de pouvoir comparer des sujets de caractéristiques anthropométriques différentes, les données du CM et du CP sont normalisées et sont exprimées en pourcentage de la taille du sujet pour les plans vertical et antéro-postérieur. Pour le plan latéral, les données sont exprimées en pourcentage de la distance séparant les épines iliaques antéro-supérieures du sujet (Chou et al. 2001). Ces repères sont représentés sur la figure 23. Les intensités de force sont normalisées par rapport au poids de corps du sujet (% BW).

Le déroulement temporel est délimité par la mise en mouvement et le positionnement en appui tendu renversé. Plus précisément, le début d'apparition des premières variations de vitesses segmentaires, et l'alignement antéro-postérieur du CM et du CP sont retenus pour déterminer respectivement le début et la fin du mouvement, la durée entre ces deux événements servant de base temporelle pour le normaliser.

Lorsque des comparaisons sont réalisées entre les mouvements avant et arrière, le test non paramétrique U de Mann-Whitney pour échantillons indépendants permet d'appuyer nos résultats. Le seuil de significativité est fixé à 0.05.

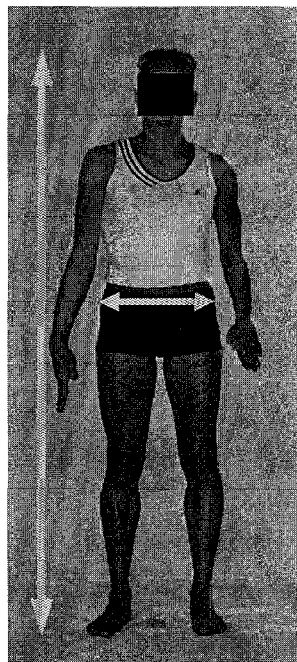


Figure 23 : Repères utilisés pour la normalisation: taille du sujet pour les plans vertical et antéro-postérieur et distance Inter-EIAS (Epines Iliques Antéro-Supérieures) pour le plan latéral (Chou et al. 2001).

3. Résultats

3.1. Phases caractéristiques du mouvement

3.1.1. Phases d'appui

Les deux mouvements peuvent être décomposés en trois phases principales caractéristiques, différenciées par le type et le nombre d'appuis en vigueur: une phase d'appui commune d'appui pédestre, une phase de triple appui (un appui pédestre et deux appuis manuels) et une phase d'appui manuel (deux appuis manuels).

La figure 24 illustre l'organisation des différentes phases qui constituent le mouvement.

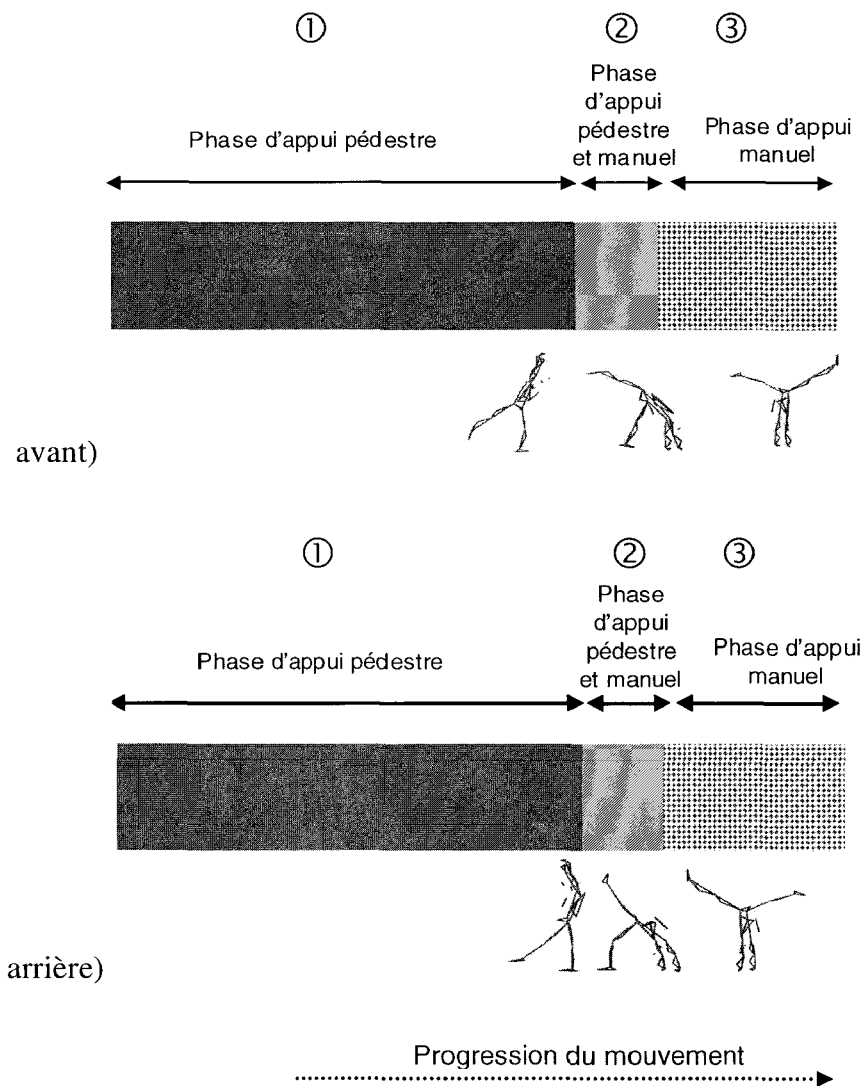
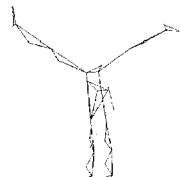
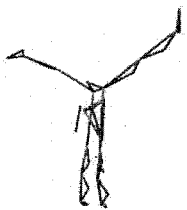


Figure 24 : Succession des phases d'appui lors des mouvements de renversement avant et arrière.



- ① La **phase d'appui pédestre** correspond à une phase durant laquelle le sujet se renverse totalement pour aller positionner les mains sur l'agrès. C'est une phase d'appui unipodal (un seul membre en appui) pour le mouvement arrière. Pour le mouvement vers l'avant le sujet est en double appui pédestre, puis en appui unipodal sur un pied. Cette phase débute dès la mise en mouvement et se termine juste avant le contact des mains sur la poutre.

- ② Le contact des mains sur l'agrès détermine le début de la **phase d'appui pédestre et manuel** où la gymnaste est alors positionnée en **triple appui** (unipodal et bi-manuel). C'est pendant cette période que s'effectue le transfert du poids du corps sur les mains. Les deux mains sont en contact avec la poutre, celles-ci se posant entièrement. Le pied va alors quitter progressivement l'agrès. Cette phase de triple appui se termine avant le décolllement de l'avant pied de la poutre.

- ③ La **phase d'appui manuel** débute lorsque la jambe qui était en appui quitte le sol, dès que le transfert a été accepté. Cette phase débute donc quand les orteils quittent le sol, la gymnaste se positionnant alors en appui manuel sur ses deux mains. Durant cette phase, la gymnaste vient s'établir en appui tendu renversé. L'alignement antéro-postérieur du CM et du CP est retenu pour déterminer la fin de cette phase et la fin du mouvement.

3.1.2. Analyse temporelle

Le tableau 3 présente les durées moyennes des phases d'appui pédestre, de triple appui et d'appui manuel, évaluées sur notre population pour les mouvements avant et arrière. Le temps nécessaire pour l'exécution du mouvement vers l'avant est plus important ($p < 0.05$) que celui nécessaire à la réalisation du mouvement vers l'arrière (Moyenne (M)= 2684 ± 673 ms et $M=1971 \pm 358$ ms respectivement pour les mouvements avant et arrière). Le ratio entre les phases d'appui pédestre, triple appui et d'appui manuel, représente ainsi respectivement 70% / 7% / 23% pour le mouvement avant et 68% / 8% / 24% pour le mouvement arrière (Fig. 25). La phase de triple appui commence donc en moyenne respectivement à 70% et 68% des mouvements avant et arrière et la phase d'appui manuel à 77% et 76% du mouvement.

Durée (ms)	Avant (moyenne \pm écart-type)	Arrière (moyenne \pm écart-type)
Phase d'appui pédestre	1902 \pm 545	1342 \pm 295 *
Phase de triple appui	175 \pm 20	146 \pm 35 *
Phase d'appui manuel	606 \pm 143	483 \pm 94 *
Mouvement	2684 \pm 673	1971 \pm 358 *

Tableau 3 : Durées (en ms) du mouvement et des différentes phases (moyenne et écart-type), pour les mouvements de renversement avant et arrière. *=différence significative avec le mouvement avant à $p < 0.05$.

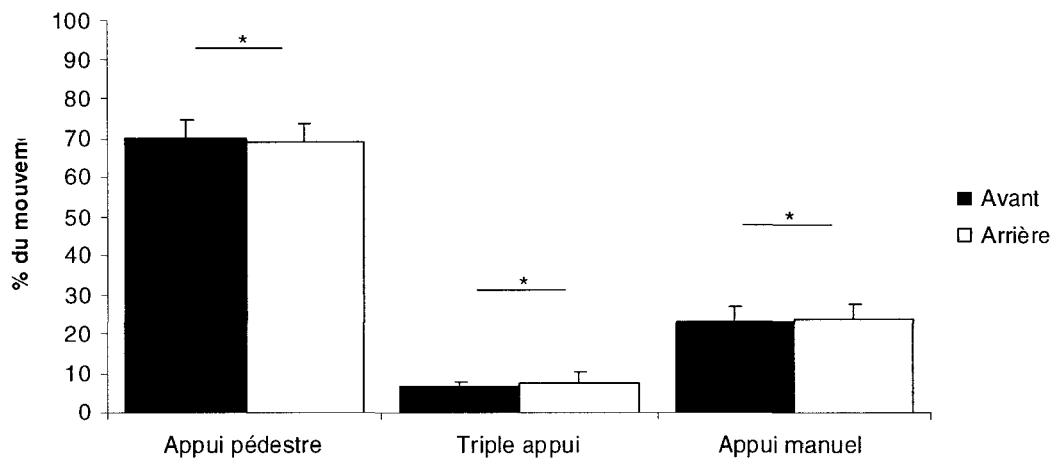


Figure 25 : Durées relatives des phases (en pourcentage du mouvement total) pour les mouvements de renversement avant et arrière. *=différence significative avec le mouvement avant à $p < 0.05$.

3.2. Forces de réaction exercées au niveau des appuis pédestre et manuel

La figure 26 présente l'évolution des forces de réaction au niveau des appuis pédestre et manuel, normalisées par rapport au poids de corps du sujet, chez un sujet réalisant les mouvements de renversement avant et arrière (valeurs moyennes de trois mouvements effectués). Les différentes composantes indiquent la valeur et la direction de la force dans les différents axes (antéro-postérieur, vertical et médio-latéral).

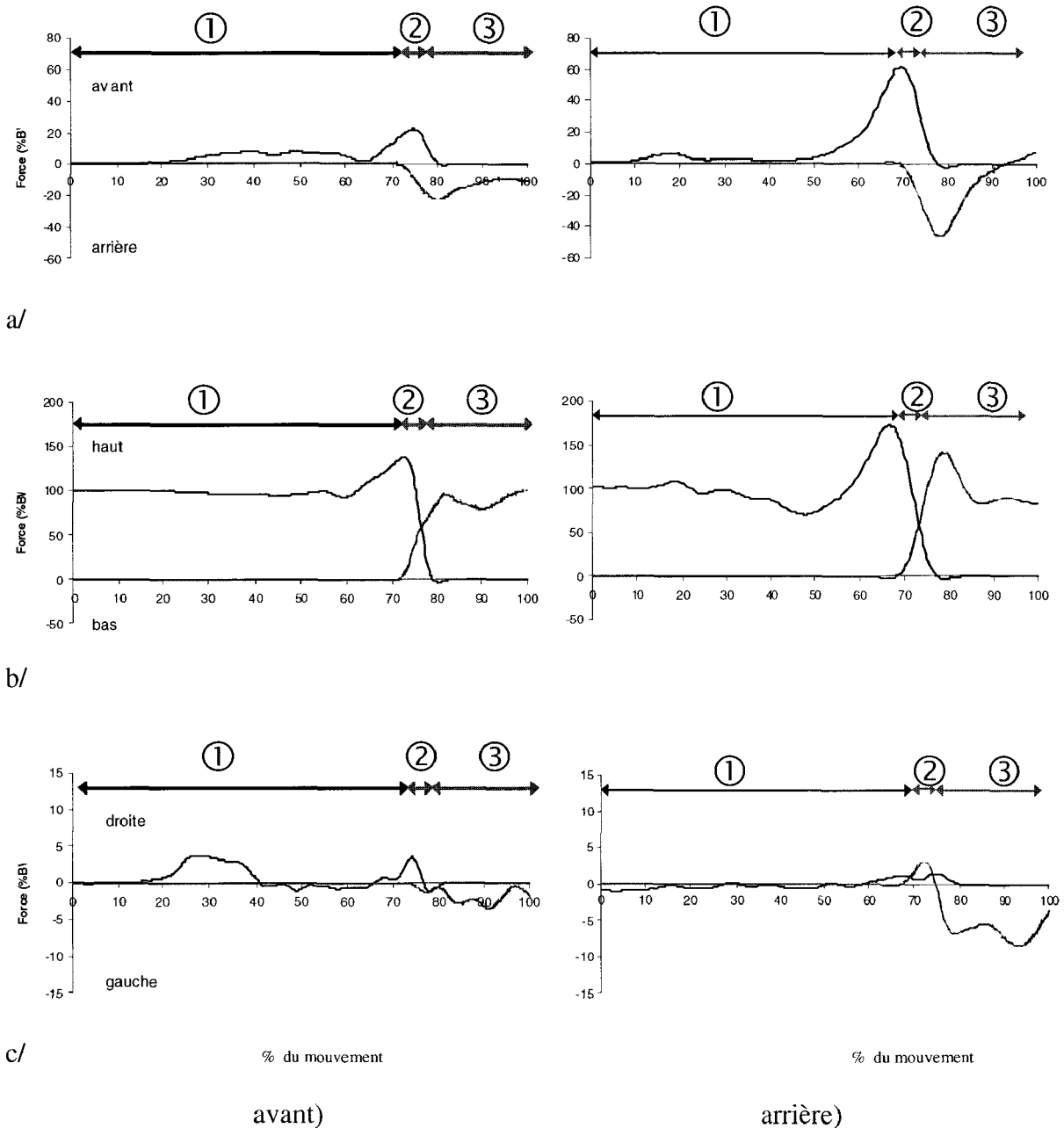


Figure 26 : Profil des forces (exprimées en pourcentage du poids de corps (%BW)) antéro-postérieures (a), verticales (b) et médio-latérales (c) au niveau des appuis pédestre et manuel chez un sujet réalisant les mouvements de renversement avant (colonne de gauche) et arrière (colonne de droite). Les graphiques sont normalisés par rapport à la durée totale du mouvement (100%). 1, 2, 3 représentent successivement les phases d'appui pédestre, de triple appui et d'appui manuel.

Les intensités de force les plus élevées sont développées sur la composante verticale, (Fig. 26b) à la fois lors de la réalisation du mouvement avant et arrière. Durant une grande partie de la phase d'appui pédestre, les variations sont minimales, la force verticale est à peu près égale au poids de corps. Cette intensité augmente en fin de phase d'appui pédestre pour atteindre son maximum en fin de phase d'appui pédestre, avec des pics de l'ordre de 1,5 fois le poids de corps ($M=143\% \pm 10.07$ et $M=163\% \pm 16.69$ du poids de corps respectivement pour le mouvement avant et arrière), plus importants pour le mouvement arrière ($p < 0.05$) (Tableau 4). La force de réaction exercée par l'appui manuel prend le relais. Dès la pose de main, son intensité atteint son maximum pour se stabiliser autour d'une valeur égale au poids de corps. Pour le mouvement arrière, le pic retrouvé au niveau de l'appui manuel possède une amplitude relative supérieure au poids de corps ($M=140\% \pm 14.28$), alors que pour le mouvement avant ce pic possède une amplitude ($M=106\% \pm 3.28$) moins importante ($p < 0.05$).

Sur l'axe antéro-postérieur (Fig. 26a), alors que la force ne dépasse pas 10% du poids de corps pendant plus de la moitié de la phase d'appui pédestre, deux grandes phases sont mises en évidence avec deux pics associés pour les deux mouvements. Le tracé de la composante antéro-postérieure fait apparaître une phase propulsive réalisée par l'appui pédestre alors que l'appui manuel génère un effet freinateur. Les effets opposés propulseurs et freinateurs liés aux actions respectives des appuis pédestres et manuels sont amplifiés lors du mouvement arrière ($p < 0.05$). La phase propulsive s'établit essentiellement à partir de la fin de l'appui pédestre pour atteindre son maximum avec un pic lors du triple appui ($M=19\% \pm 2.63$ et $M=55\% \pm 8.40$ du poids de corps pour les mouvements avant et arrière). A cette phase propulsive succède immédiatement la phase freinatrice qui débute dès la pose des mains sur la poutre, pour atteindre son maximum dès l'appui manuel strict, c'est-à-dire dès que la jambe d'appui décolle de la poutre ($M=21\% \pm 2.26$ et $M=48\% \pm 5.63$ respectivement pour le mouvement avant et arrière).

Le tracé de la composante médio-latérale (Fig. 26c) présente les oscillations autour de zéro lors de la phase d'appui pédestre, sauf pour le mouvement avant avec une légère variation de l'ordre de 5% coïncidant avec le passage à l'appui pédestre unipodal. Les forces les plus importantes sont produites lors du triple appui et de l'appui manuel. Les pics de force obtenus sur cet axe sont de l'ordre de 0.1 fois le poids de corps. Des différences sensibles sont notées pour l'appui manuel qui présente des forces plus élevées pour le mouvement arrière comparativement au mouvement avant ($M=8\% \pm 2.12$ pour le pic retrouvé lors du mouvement avant et $M=14\% \pm 4.05$ pour le mouvement arrière) ($p < 0.05$).

Pic de force (%BW)		Avant (moyenne ± écart-type)	Arrière (moyenne ± écart-type)
M/L		8 ± 2.12	14 ± 4.05 *
A/P	Antérieur Pédestre	19 ± 2.63	55 ± 8.40 *
	Postérieur Manuel	21 ± 2.26	48 ± 5.63 *
Vertical	Vertical Pédestre	143 ± 10.07	163 ± 16.69 *
	Vertical Manuel	106 ± 3.28	140 ± 14.28 *

Tableau 4 : *Pics de force (moyenne et écart-type), exprimés en pourcentage du poids de corps (%BW), lors de la réalisation des mouvements de renversement avant et arrière. M/L: axe médio-latéral; A/P: axe antéro-postérieur. *=différence significative avec le mouvement avant à $p < 0.05$.*

3.3. Vitesse du CM

La figure 27 présente l'évolution des vitesses linéaires du CM, dans les directions antéro-postérieure (a), verticale (b) et médio-latérale (c), chez un sujet réalisant les mouvements de renversement avant et arrière.

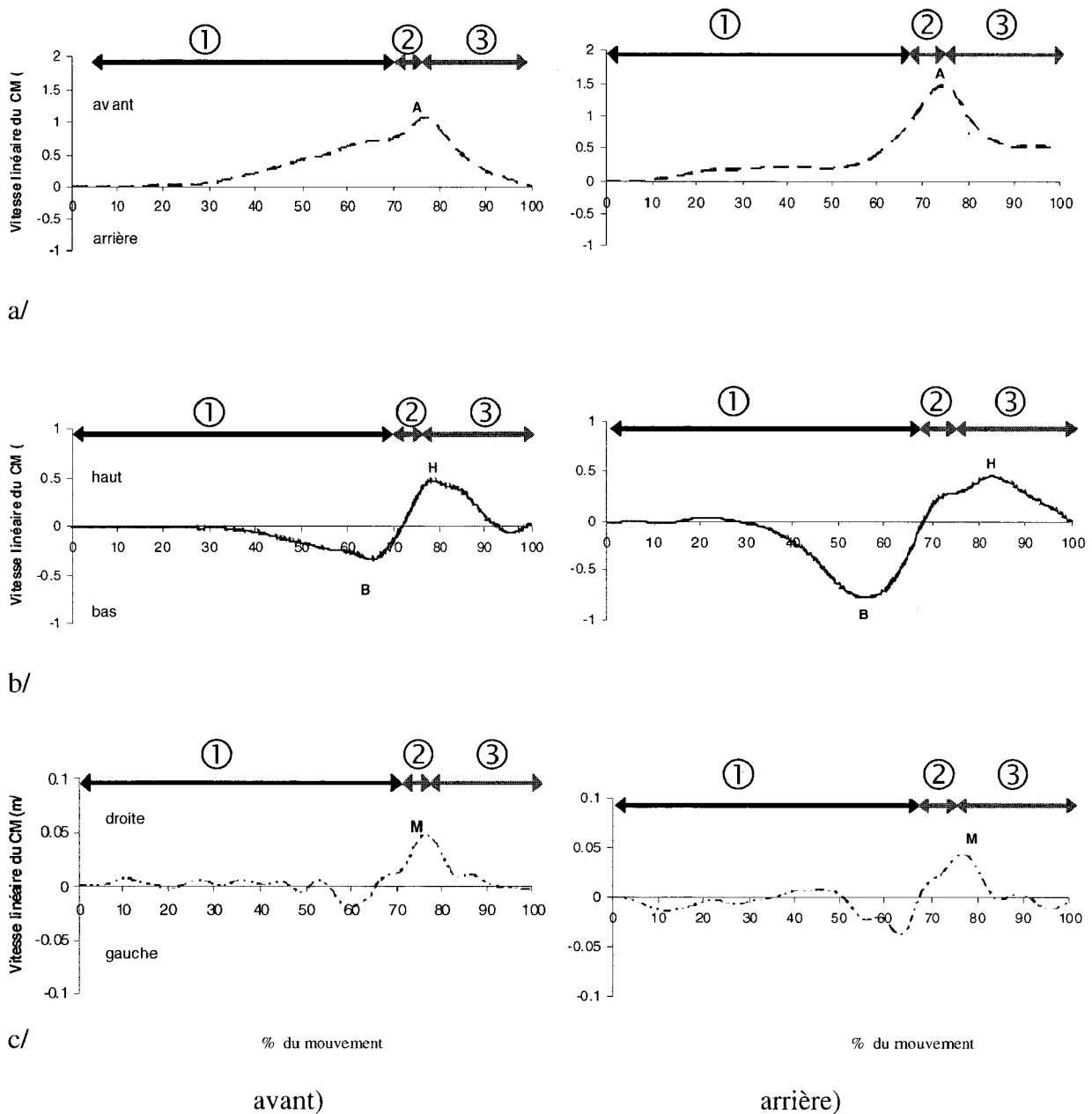


Figure 27 : Tracés des vitesses linéaires du CM (en m/s) dans la direction antéro-postérieure (a), verticale (b) et médio-latérale (c), chez un sujet réalisant les mouvements de renversement avant (colonne de gauche) et arrière (colonne de droite). Les graphiques sont normalisés par rapport à la durée totale du mouvement (100%). 1, 2, 3 représentent successivement les phases d'appui pédestre, de triple appui et d'appui manuel. Les valeurs positives sont associées avec les vitesses vers l'avant, le haut et la droite.

Sur l'axe antéro-postérieur (Fig. 27a), nous retrouvons les intensités de vitesses les plus importantes. Lors de la phase d'appui pédestre, la vitesse linéaire du CM dirigée vers l'avant croît progressivement. Le maximum de vitesse antérieure apparaît en fin de phase de triple appui. L'intensité du pic identifié (A) est moins importante ($p < 0.05$) pour le mouvement avant ($M = 0.95 \text{ m/s} \pm 0.07$) que pour le mouvement arrière ($M = 1.37 \text{ m/s} \pm 0.18$) (Tableau 5). Lors de la phase d'appui manuel, cette vitesse décroît progressivement pour tendre vers zéro. Il faut spécifier que, pour ce sujet, la vitesse dirigée vers l'avant ne s'annule pas à la fin du mouvement de renversement vers l'arrière, la gymnaste marquant la position d'appui tendu renversé comme demandé, mais devant s'assurer une vitesse minimale permettant le retour sur ses pieds dans la continuité avec un retour similaire à celui du renversement avant.

Sur l'axe vertical (Fig. 27b), une vitesse maximale orientée vers le bas est atteinte en fin de phase d'appui pédestre, la gymnaste se renversant pour aller positionner les mains sur la poutre. Le pic identifié (B) atteint respectivement une moyenne de $-0.31 \text{ m/s} (\pm 0.07)$ et $-0.67 \text{ m/s} (\pm 0.05)$ pour les mouvements avant et arrière. Ce pic est donc moins important pour le mouvement avant ($p < 0.05$). Lors de la phase de triple appui, un freinage est mis en évidence, avec une inversion de la vitesse verticale, l'acquisition de la vitesse vers le bas étant suivi par un gain de vitesse vers le haut qui s'établit en appui tendu renversé. Le pic de vitesse vers le haut (H) est donc atteint lors de la phase d'appui manuel pour les deux mouvements ($M = 0.55 \text{ m/s} \pm 0.13$ et $M = 0.48 \text{ m/s} \pm 0.03$ pour les mouvements avant et arrière).

Sur l'axe médio-latéral (Fig. 27c), le pic de vitesse (M) est atteint lors du positionnement en appui manuel pour les deux mouvements avec une valeur moyenne de $0.04 \text{ m/s} (\pm 0.01)$ pour le mouvement avant et une valeur moyenne de $0.07 \text{ m/s} (\pm 0.01)$ pour le mouvement arrière ($p < 0.05$).

Pics de vitesses (m/s)	Avant (moyenne ± écart-type)	Arrière (moyenne ± écart-type)
Pic vers l'avant	0.95 ± 0.07	1.37 ± 0.18 *
Pic vertical positif	0.55 ± 0.13	0.48 ± 0.03
Pic vertical négatif	-0.31 ± 0.07	-0.67 ± 0.05 *
Pic M/L	0.04 ± 0.01	0.07 ± 0.01 *

Tableau 5 : Pics de vitesses du CM (en m/s) lors de la réalisation des mouvements de renversement avant et arrière (moyenne et écart-type). M/L: axe médio-latéral. *=différence significative avec le mouvement avant à $p < 0.05$.

3.4. Contributions segmentaires à la quantité de mouvement globale

La figure 28 illustre les contributions segmentaires à la quantité de mouvement globale des différents segments tête, tronc (pelvis + abdomen + thorax), ainsi que les segments membres supérieurs et membres inférieurs (droits et gauches), sur les axes antéro-postérieur (a), médio-latéral (b) et vertical (c). Les courbes rendent compte des actions liées exclusivement à chaque segment corporel dans l'axe pris comme référence. Nous pouvons donc identifier la part relative de chaque segment à la création de la quantité de mouvement globale suivant chaque axe (Blais et Trilles, 2004).

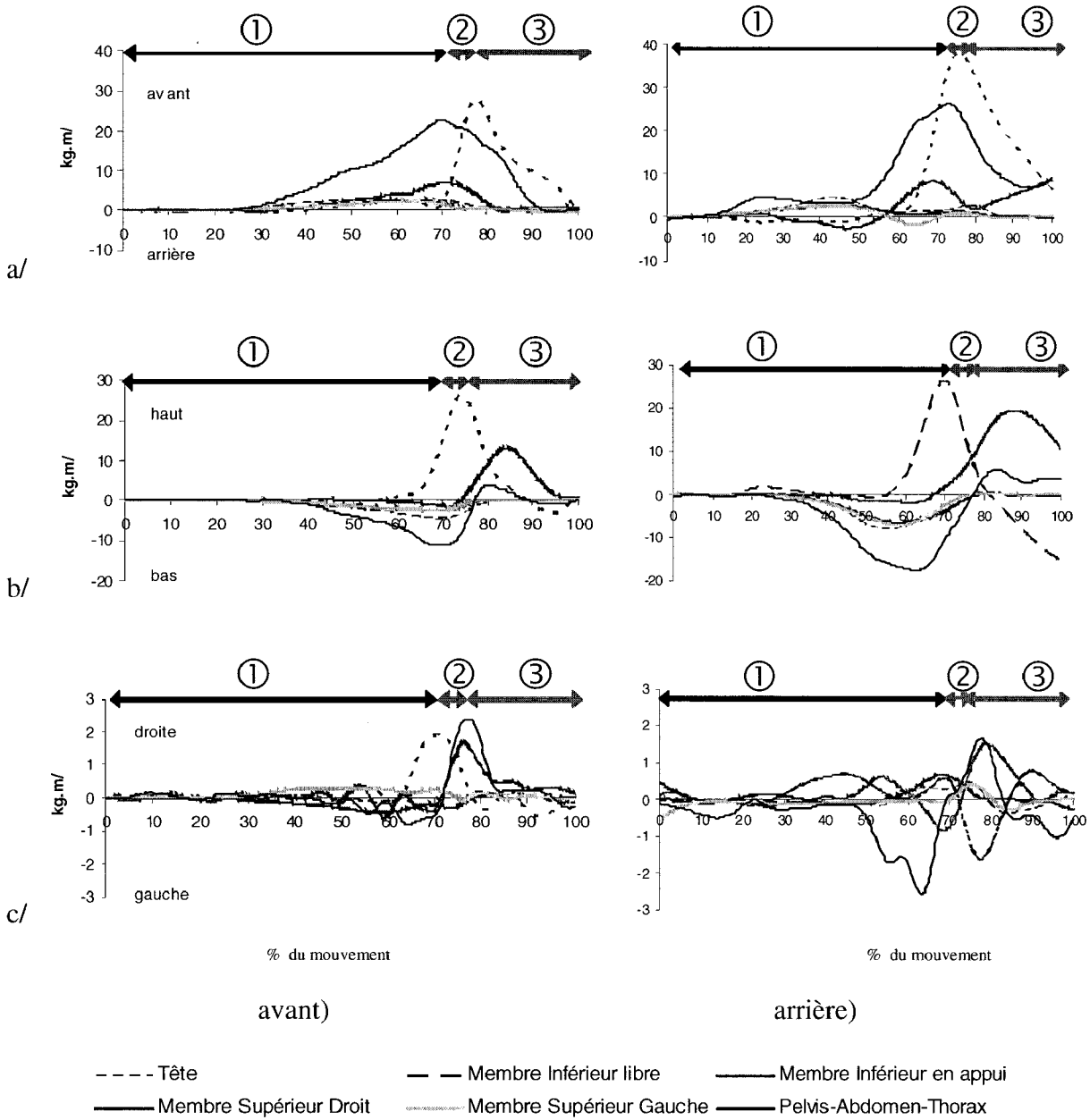


Figure 28 : Contributions segmentaires (en kg.m/s) à la quantité de mouvement globale dans l'axe antéro-postérieur (a), vertical (b) et médio-latéral (c), chez un sujet réalisant les mouvements de renversement avant (colonne de gauche) et arrière (colonne de droite). Les graphiques sont normalisés par rapport à la durée totale du mouvement (100%). 1, 2, 3 représentent successivement les phases d'appui pédestre, de triple appui et d'appui manuel.

Sur l'axe antéro-postérieur (Fig. 28a), l'intervention précoce du segment tronc (pelvis+abdomen+thorax) dans la création à la quantité de mouvement globale apparaît. Le relais est pris par la jambe libre, contribution prépondérante sur cet axe.

Sur l'axe vertical (Fig. 28b), alors que l'action des différents segments créent l'abaissement du corps, une action prépondérante concomitante de la jambe libre vers le haut apparaît. Son action devient moins importante en phase d'appui manuel, le relais étant alors pris par la jambe qui était en appui.

Sur l'axe médio-latéral (Fig. 28c), les quantités générées sont très faibles, environ 10 fois moins importantes comparativement aux quantités de mouvement développées sur les autres axes. Ce sont les segments tronc et membres inférieurs qui contribuent le plus à la quantité de mouvement globale suivant cet axe.

3.5. Déplacement du CM

La figure 29 présente les trajectoires typiques du CM et du CP dans l'espace 3D lors de la réalisation du mouvement de renversement vers l'arrière.

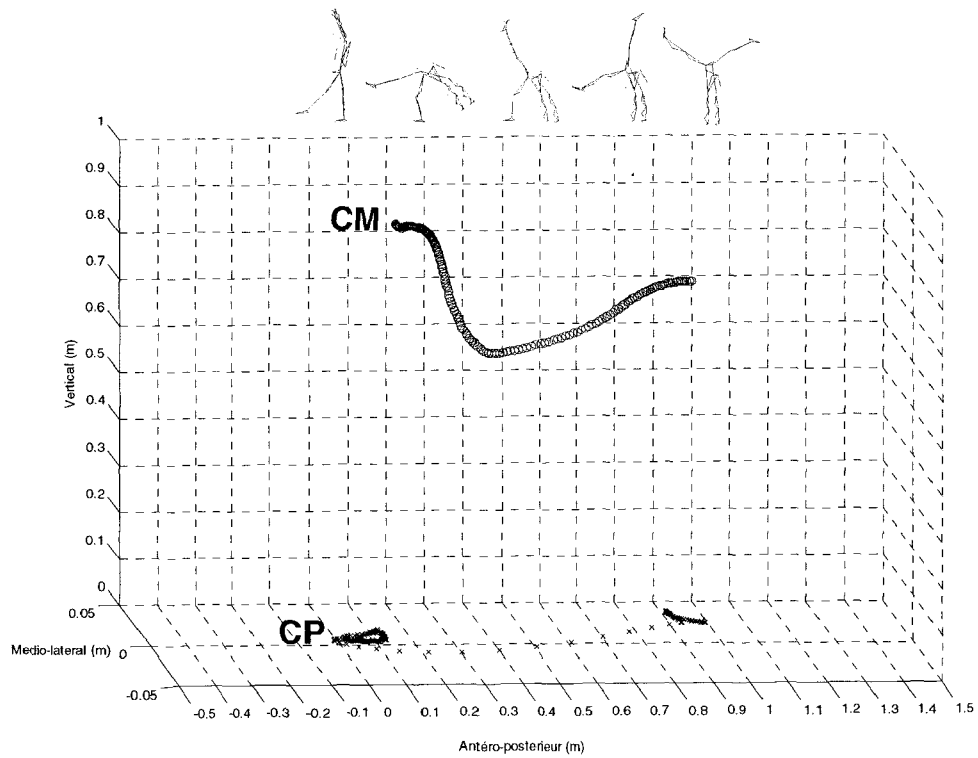


Figure 29 : Trajectoires du CM et du CP (données en mètres) dans l'espace 3-D lors de la réalisation du mouvement de renversement arrière pour un sujet.

La figure 30 représente les vues de dessus (a), de profil (b) et de face (c), des déplacements du CM lors de la réalisation des mouvements avant et arrière chez un sujet.

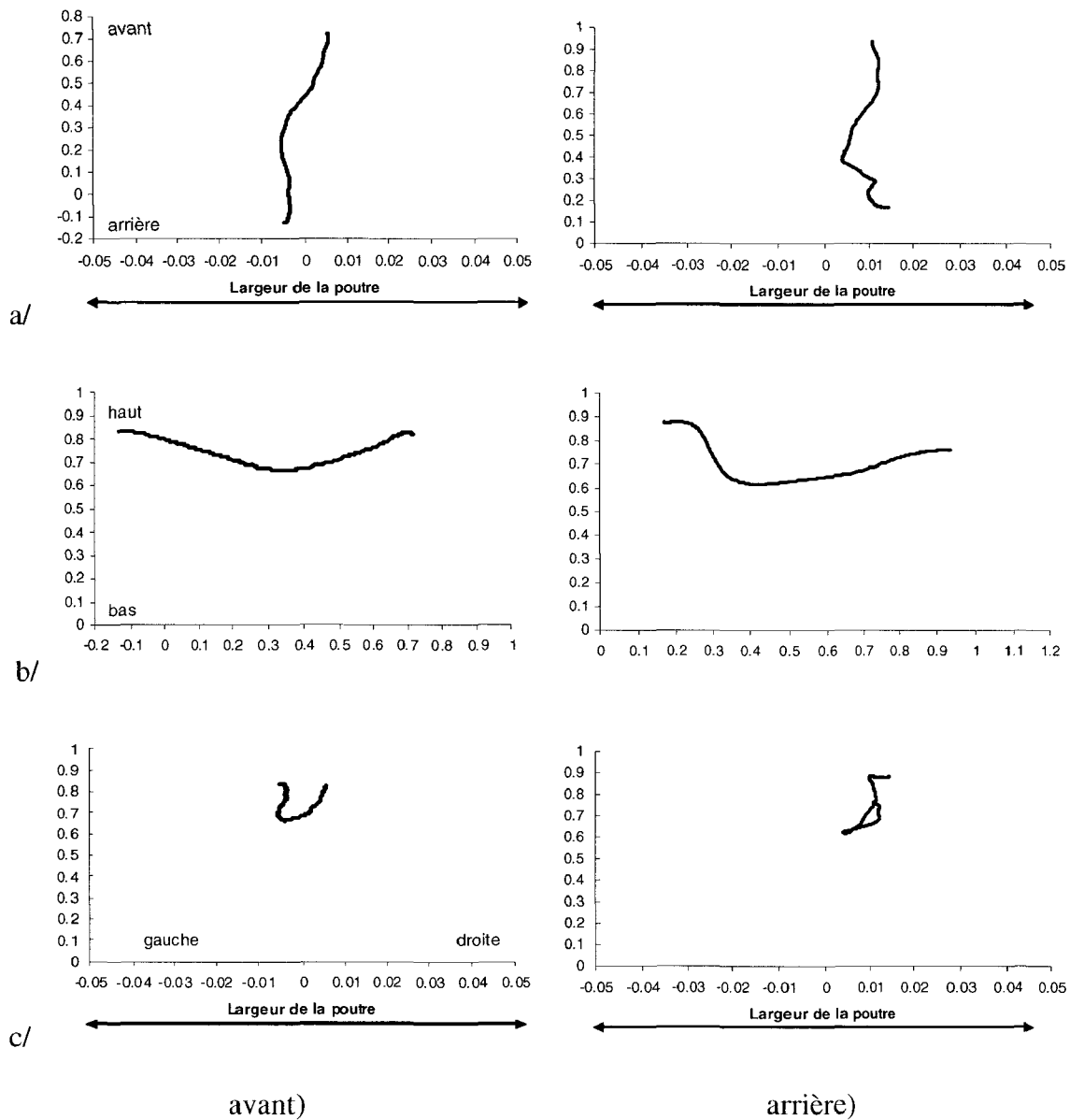


Figure 30 : Déplacements du CM (en mètres) chez un sujet réalisant les mouvements de renversement avant (colonne de gauche) et arrière (colonne de droite). Vue de dessus (a), de profil (b) et de face (c). Le zéro correspond à l'origine du repère, placé au milieu de la poutre.

La vue de profil (Fig. 30b) nous permet d'apprécier le déplacement vertical du CM. La phase de renversement du corps correspond à une baisse de la hauteur du CM, pour atteindre une valeur minimale en phase de triple appui. Le passage du triple appui à l'appui manuel amène

un retour du CM à une position haute, le sujet est alors en position d'appui tendu renversé. Sur l'axe vertical les amplitudes de déplacement (Tableau 6) du CM atteignent respectivement $M=11.2\% \pm 1.45$ et $M=17.18\% \pm 0.75$ de la taille du sujet pour les mouvements avant et arrière, la différence d'amplitude ($p < 0.05$) étant notamment due au fait qu'une position de départ plus haute du CM est retrouvé chez l'ensemble des sujets lors du mouvement arrière, principalement en raison du positionnement spécifique de la jambe libre à cet instant.

La vue de dessus (Fig. 30a) nous permet d'apprécier le déplacement antéro-postérieur où l'on retrouve la translation vers l'avant du CM. Sur l'axe antéro-postérieur, les amplitudes de déplacement du CM atteignent respectivement $M=53,44\% \pm 4.61$ et $M=47.60\% \pm 6.45$ de la taille du sujet pour les mouvements avant et arrière.

Les vues de face (Fig. 30c) et de dessus (Fig. 30a) nous permettent d'apprécier les déplacements médio-latéraux du CM. L'évolution spatio-temporelle du CM dans l'axe médio-latéral est également présentée en figure 31. Pour les deux mouvements de renversement, le passage au triple appui amène à une augmentation des déplacements médio-latéraux du CM du côté du premier membre en appui, atteignant chez la plupart des sujets un maxima lors du positionnement en triple appui. Par la suite, lors de l'appui manuel, un retour du CM du côté de la deuxième main en appui est établi. Sur l'axe médio-latéral, les amplitudes de déplacement du CM atteignent respectivement $M=7.18\% \pm 2.46$ et $M=9.13\% \pm 4.10$ de la distance Inter-EIAS pour les mouvements avant et arrière.

	Avant (moyenne ± écart-type)	Arrière (moyenne ± écart-type)
Amplitude de déplacement du CM (%)		
M/L	7.18 ± 2.46	9.13 ± 4.10
A/P	53.44 ± 4.61	47.60 ± 6.45
Vertical	11.20 ± 1.45	17.18 ± 0.75 *

Tableau 6 : Amplitudes (moyenne et écart-type) de déplacement du CM (normalisées en pourcentage de la taille pour les plans vertical et A/P et en pourcentage de la distance Inter-EIAS en M/L), lors de la réalisation des mouvements de renversement avant et arrière. M/L: médio-latéral; A/P: antéro-postérieur.*=différence significative avec le mouvement avant à $p < 0.05$.

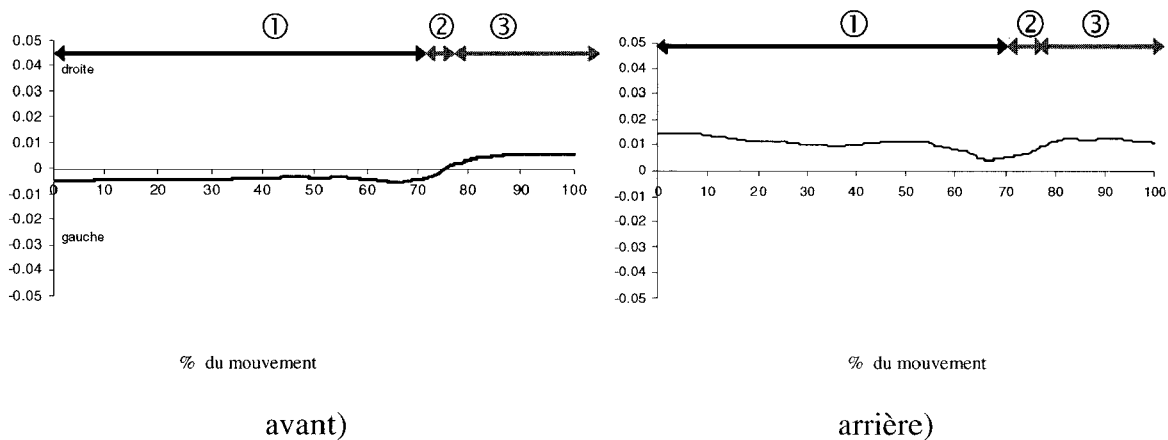


Figure 31 : Evolution spatio-temporelle du CM (données en mètres) dans l'axe médio-latéral chez un sujet réalisant les mouvements de renversement avant et arrière. Le zéro correspond à l'origine du repère placé au milieu de la poutre. Les graphiques sont normalisés par rapport à la durée totale du mouvement (100%). 1, 2, 3 représentent successivement les phases d'appui pédestre, de triple appui et d'appui manuel.

3.6. Interaction CM-CP

La distance entre le CM et le CP (Fig. 32) lors du mouvement peut être évaluée dans le plan vertical (haut et bas), dans le plan antéro-postérieur (antérieur et postérieur) et dans le plan latéral.

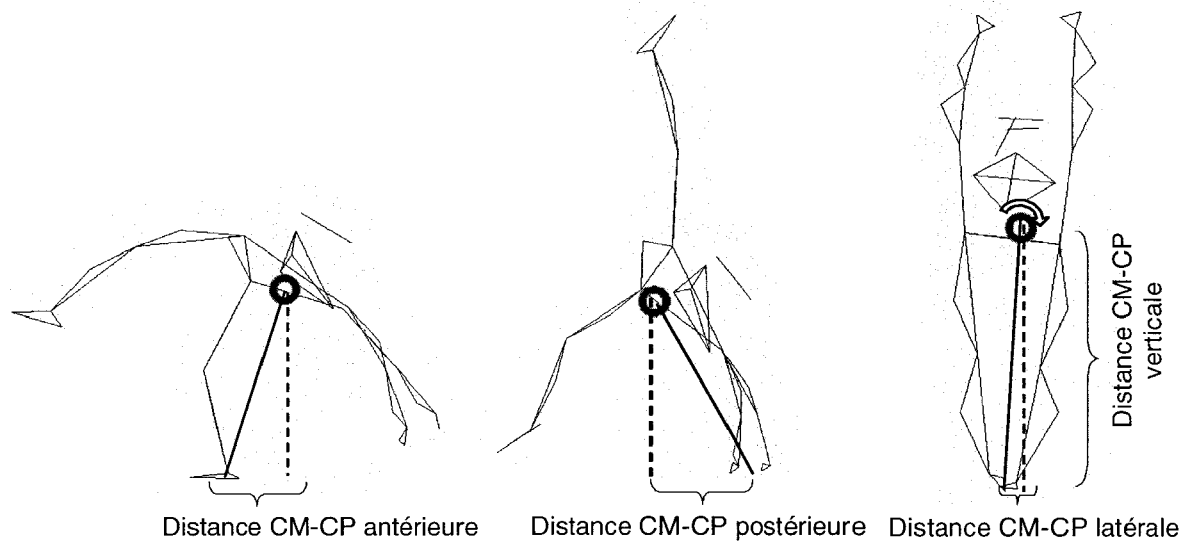


Figure 32 : Représentation de la distance calculée entre le CM et le CP.

La figure 33 représente l'évolution de la distance normalisée (en pourcentage de la taille pour les plans vertical et A/P et en pourcentage de la distance Inter-EIAS en M/L) entre le CM et le CP pour un sujet, lors des mouvements de renversement réalisés vers l'avant et l'arrière.

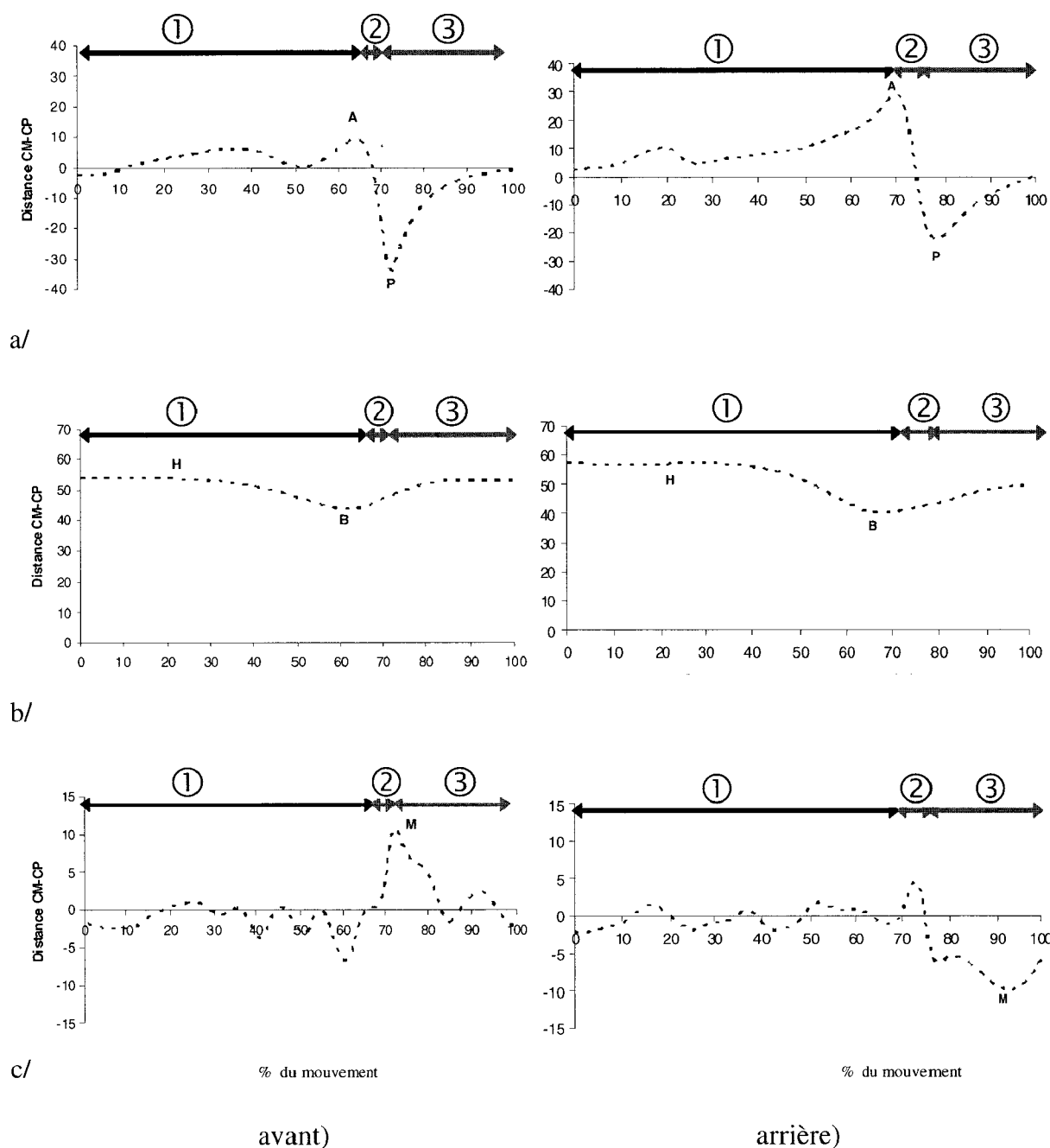


Figure 33 : Tracés de la distance normalisée entre le CM et le CP dans la direction antéro-postérieure (a), verticale (b) et médio-latérale (c), chez un sujet réalisant les mouvements de renversement avant (colonne de gauche) et arrière (colonne de droite). Les valeurs négatives représentent une position du CM postérieure au CP (et vers la gauche en médio-latéral). Les graphiques sont normalisés par rapport à la durée totale du mouvement (100%). 1, 2, 3 représentent successivement les phases d'appui pédestre, de triple appui et d'appui manuel.

Sur l'axe antéro-postérieur (Fig. 33a), l'évolution de la distance CM-CP traduit le passage du CM d'une position antérieure (A) à une position postérieure (P) au CP, le décours du tracé coupant la ligne de base avec le décollement du pied du sol. Le renversement du corps lors de la phase d'appui pédestre amène à éloigner le CM du CP, la distance maximale entre le CM et le CP atteignant respectivement une valeur moyenne de $M=12.75\% \pm 2.07$ et $M=26.21\% \pm 5.29$ de la taille du sujet pour les renversements avant et arrière (Tableau 7). Il faut noter que lors du mouvement avant, la distance maximale antérieure entre le CM et le CP est moins importante ($p < 0.05$) que pour le mouvement arrière. Le passage au triple appui permet au CM de retrouver une position proche du CP. Enfin, le décollement du pied induit de nouveau une distance maximale, mais cette fois-ci postérieure, moins importante lors du mouvement arrière ($p < 0.05$) ($M=36.66\% \pm 2.49$ et $M=19.22\% \pm 1.58$ respectivement pour les mouvements avant et arrière), le CM venant progressivement retrouver un alignement antéro-postérieur avec le CP.

Sur l'axe vertical (Fig. 33b), nous retrouvons l'abaissement du CM associé au positionnement en triple appui, et le retour à une position haute avec le positionnement en appui tendu renversé. La distance maximale atteinte au point bas (B) représente environ $41.51\% \pm 1.76$ et $41.16\% \pm 0.72$ de la taille du sujet pour les mouvements avant et arrière.

Sur l'axe médio-latéral (Fig. 33c), l'évolution de la distance lors de la phase d'appui pédestre traduit l'oscillation du CP en relation avec le CM. Une première valeur importante est atteinte lors du début de la phase d'appui manuel coïncidant chez les sujets à la distance maximale (M) atteinte pour le mouvement avant. Pour le mouvement arrière, la distance maximale est généralement atteinte plus tardivement au cours de l'appui manuel ($M=10.62 \pm 4.68$ et $10.12\% \pm 2.31$ de la distance inter-EIAS des sujets).

		Avant (moyenne ± écart-type)	Arrière (moyenne ± écart-type)
Distance CM-CP (%)			
M/L		10.62 ± 4.68	10.12 ± 2.31
A/P	Antérieur	12.75 ± 2.07	26.21 ± 5.29 *
	Postérieur	36.36 ± 2.49	19.22 ± 1.58 *
Vertical	Vertical Haut	52.72 ± 0.88	58.34 ± 0.64 *
	Vertical bas	41.51 ± 1.76	41.16 ± 0.72

Tableau 7 : Distances maximales (moyenne et écart-type) entre le CM et le CP (normalisées en pourcentage de la taille pour les plans vertical et A/P et en pourcentage de la distance Inter-EIAS en M/L), lors des mouvements avant et arrière. M/L: médio-latéral; A/P: antéro-postérieur. *=différence significative avec le mouvement avant à $p < 0.05$.

4. Discussion et conclusion

La caractérisation cinématique et dynamique des acrobaties de renversement nous permet d'aller plus loin dans la compréhension des mécanismes de ces éléments gymniques réalisés à la poutre, tout particulièrement dans la distinction des différentes phases du mouvement et leurs spécificités. La complexité du mouvement est principalement liée à la juxtaposition d'appuis pédestre et manuel, sur une surface réduite, et permettant le renversement du corps vers l'avant ou l'arrière. Réaliser de manière réussie le renversement du corps d'un appui pédestre à un appui manuel va nécessiter de doser les forces, de réguler les vitesses et de contrôler les mouvements du CM de manière très différente selon les trois axes.

La maîtrise du déplacement antéro-postérieur du corps impose au sujet durant environ plus de la moitié de la phase d'appui pédestre un maintien constant d'une force de faible intensité. L'appui pédestre doit permettre un accroissement contrôlé de la vitesse vers l'avant du CM jusque la pose des mains sur la poutre. Comparer aux autres segments, ce sont les variations de vitesse du tronc qui contrôlent le déplacement du CM lorsque celui-ci va venir quitter la base d'appui. Hahn et Chou (2004) reportent un pic de vitesse antérieure du CM moyen de



1.513m/s lors de la marche, pour le mouvement de renversement le pic de vitesse antérieure moyen atteint est de 1.37m/s. Le moment du triple appui apparaît alors comme fondamental pour placer le CM au dessus des appuis manuels, la progression vers l'avant devant être préservée et le transfert du poids de corps sur les mains réalisé (Frossard et al. 1996). Ce positionnement du CM au dessus des appuis manuels s'effectue pendant cette phase très brève de triple appui, en deux temps. C'est d'abord l'action propulsive de l'appui pédestre qui agit en générant des valeurs maximales de manière à déplacer le CM vers l'extrémité antérieure de la base d'appui. Cette propulsion est immédiatement suivie par une action freinatrice produite par les appuis manuels pour atteindre son maximum dès la phase d'appui manuel. Cette juxtaposition d'action pédestre propulsive et d'action manuelle freinatrice réalisée lors de la transition triple appui - appui manuel traduit le niveau d'exigence du contrôle du déplacement du CM qui doit se maintenir en fin de mouvement au dessus de la base de sustentation défini par les appuis manuels. Si la propulsion lors de la phase de triple appui est principalement réalisée par la jambe libre qui prend le relais du tronc, l'atténuation des quantités de mouvements de la jambe libre et de la jambe d'appui est déterminante pour le freinage du corps afin de marquer la position finale. Ces actions combinées permettent de diminuer rapidement la vitesse du CM de manière à réaliser le positionnement en équilibre sur les appuis manuels.

L'exécution du mouvement arrière nécessite de la part du sujet de générer des actions nettement plus intenses (les intensités de forces sur l'axe antéro-postérieur lors du mouvement arrière étant plus de deux fois supérieures à celles retrouvées pour le mouvement avant). Cette production plus intense s'explique par la configuration segmentaire différente du triple appui en mouvement arrière comparée au mouvement avant. L'extension de l'ensemble de la colonne vertébrale rigidifie le segment tronc et contribue à positionner le CM à une distance plus éloignée du CP. Les limites anatomiques de la charnière lombo-sacrée et de l'articulation coxo-fémorale, ne permettent pas en effet un rapprochement des appuis comme pour le mouvement avant, et ce, bien que la gymnaste ait reçu un entraînement spécifique de souplesse. De ce fait, l'action propulsive permettant de déplacer le CM nécessite de générer une force plus intense de l'appui pédestre. Par conséquent le contrôle de l'équilibre en appui manuel qui doit être réalisé immédiatement après, exige du fait de cette action propulsive plus intense de l'appui pédestre, une action de freinage plus intense à produire également par l'appui manuel. En effet, cette action permet de s'opposer à l'action propulsive afin de réguler

la vitesse antéro-postérieur du CM et d'ajuster précisément le positionnement antéro-postérieur du CM par rapport au CP.

Les résultats relatifs aux intensités développées par les actions des appuis pédestre et manuel sur l'axe antéro-postérieur, ainsi que l'intensité CM-CP, soulignent l'importance d'ajuster de manière adéquate les paramètres de force d'appui et de bras de levier par rapport au CP, déterminant le moment résultant de rotation transversale autour du CP, responsable du renversement du corps autour de l'appui. Il apparaît que la minimisation de la distance antéro-postérieure CM-CP constitue alors une exigence essentielle pour assurer le renversement du corps d'un appui à l'autre. Cette exigence, pour le transfert du corps de l'appui pédestre à l'appui manuel, est intimement dépendante du positionnement vertical du CM. En effet, compte tenu des limites anatomiques fonctionnelles de la colonne vertébrale différente en flexion et en extension, le maintien du CM à une hauteur élevée apparaît comme une condition nécessaire, pour les deux types de renversement avant et arrière, pour réaliser une prise d'appui manuel rapprochée. Les longueurs segmentaires des membres inférieurs et supérieurs d'appui, les flexions possibles des articulations, les possibilités de flexibilité du tronc et de mobilité de la hanche et de l'épaule vont déterminer tout un ensemble de configurations possibles pour solutionner à la fois le positionnement adéquat des appuis les uns par rapport aux autres et répondre aux fonctions anti-gravitaires (Bouisset, 2002, Perrin et Lestienne, 1994).

La prise d'appui manuel s'effectue grâce à l'action verticale de l'appui pédestre qui atteint alors sa valeur maximale avec des forces atteignant jusqu'à 1,5 fois le poids de corps pour le mouvement arrière. La transition triple appui – appui manuel s'effectue grâce à l'action vers le haut des appuis manuels, appuis adoptant le rôle anti-gravitaire habituellement dévolu aux muscles des membres inférieurs (Pozzo et al. 1988). Les forces développées au niveau des appuis manuels atteignent environ 1,4 fois le poids de corps pour le mouvement arrière alors que lors de la marche Hamilton et Luttgens (2002) reportent des pics qui possèdent des amplitudes relatives supérieures à la masse corporelle atteignant environ 1.2 fois le poids de corps. Cette combinaison d'actions contre l'effet de la gravité exercée à la fois par les appuis pédestre et manuel est réalisée principalement d'abord grâce à l'extension de la jambe d'appui et au mouvement du membre inférieur libre vers le haut. En effet, alors que l'action de l'ensemble des segments crée l'abaissement du corps lors de la phase d'appui pédestre, en fin d'appui, une action concomitante de la jambe libre vers le haut est amorcée, celle-ci permettant notamment d'éviter l'affaissement lors du triple appui. Cette action de la jambe

libre permet de limiter dans un premier temps la vitesse descendante due à l'abaissement du tronc puis d'orienter la vitesse vers le haut afin de faire remonter le CM au dessus de l'appui manuel. La succession d'acquisition de vitesse vers le bas puis le haut réalisé lors du triple appui et de l'appui manuel traduit le niveau d'exigence du contrôle du déplacement du CM qui doit passer d'une position basse à une position haute. Au final un écartement antéro-postérieur des jambes maximal permet un positionnement bas du CM qui augmente la stabilité.

Sur l'axe médio-latéral, les amplitudes de mesure obtenues dans notre étude mettent clairement en évidence que les intensités des forces d'appui pédestre et manuel ainsi que la distance CM-CP M/L constituent des facteurs essentiels à contrôler pour réaliser l'équilibre dynamique au cours des deux types de mouvement. Le contrôle de ces paramètres va permettre en effet de réguler le moment de rotation du corps autour du CP dans le plan frontal, responsable des déséquilibres latéraux. Lors de la marche Hahn (2004) souligne une distance CM-CP maximale moyenne de 7.5cm alors que pour notre mouvement nous retrouvons une distance maximale ne dépassant pas en moyenne 11% de la distance Inter-EIAS de nos sujets, soit environ 3cm. Les intensités de force médio-latérales tolérées pour réaliser les deux mouvements de manière réussie ne doivent pas atteindre plus de 15% du poids de corps. De ce fait, ces actions d'appui régulées permettent de maintenir la vitesse médio-latérale sous des valeurs extrêmement faibles et de contrôler ainsi étroitement le déplacement latéral du CM afin de minimiser l'effet déséquilibrant du moment du poids dans le plan frontal. Nous retrouvons des pics de vitesse ne dépassant pas les 0.07m/s alors que Chou et al. (2001) reportent des pics de vitesses atteignant 0.13m/s lors de la marche. Concernant l'amplitude de déplacement du CM, Hahn et Chou (2004), toujours lors de la marche, reportent une amplitude de déplacement du CM de l'ordre de 3.9cm tandis que pour notre mouvement celle-ci n'excède pas 10% de la distance Inter-EIAS des sujets soit en moyenne 2.8m. Les quantités de mouvement segmentaires retrouvées sur cet axe sont très faibles, celles-ci étant environ dix fois inférieures à celle générées sur les autres axes.

Si l'on se focalise sur les mouvements du CM et de son interaction avec le CP, dans le cadre de ces mouvements de renversement, si les mouvements longitudinaux et verticaux sont accrus, il apparaît que les mouvements transversaux doivent être limités compte tenu de la l'étroitesse du support. Ce contrôle des mouvements du CM et sa coordination avec le CP sont essentiels pour le maintien de la stabilité dynamique du corps. Sur l'axe antéro-

postérieur, la gymnaste doit créer une dynamique du CM pour assurer la progression du mouvement, le CM devant être projeté au dessus de la surface des appuis manuels et avec une vitesse finale qui puisse être contrôlée (Nouillot, 1998). Sur l'axe vertical, la gymnaste, en se renversant, doit assurer le passage de son CM à une position basse, pour le ramener par la suite en position haute lors de l'établissement en appui renversé sur les mains. Sur l'axe médio-latéral, il va s'agir pour la gymnaste d'éviter des mouvements amples du CM dans la direction médio-latérale et de sa séparation d'avec le CP. Des mouvements segmentaires amples et rapides dans cette direction vont résulter dans des mouvements amples et rapides du CM et donc pouvoir venir perturber l'équilibre. En outre, un moment latéral du poids excessif (représenté par la distance CM-CP) va être responsable d'un déséquilibre latéral pouvant amener à la chute.

En conclusion, nous avons pu mettre en évidence le contrôle nécessaire des mouvements latéraux du CM et de sa séparation avec le CP. L'importance de la phase de triple appui a en outre été établie. Le nécessaire positionnement du CM à une hauteur élevée pour répondre à la fonction anti-gravitaire et la minimisation de la distance de prise d'appui manuel a également été souligné. Le rôle primordial de la jambe libre dans la contribution à la quantité de mouvement globale du corps a finalement été mis en évidence. Cette jambe libre pourrait être qualifiée de véritable « gouvernail » pour la maîtrise du mouvement.

Cette étude a permis d'appréhender les mouvements du CM et son interaction avec le CP, les enjeux spécifiques du mouvement dans le maintien de l'équilibre ayant pu être abordés. A partir de ces paramètres, la prochaine étude s'attachera à déterminer l'influence de la hauteur de la poutre sur le contrôle de l'équilibre, chez ces gymnastes expertes réalisant les mouvements fondamentaux de renversement avant et arrière.

Synthèse

Cette étude, réalisée chez des gymnastes expertes, présentait pour objectif de dégager les caractéristiques biomécaniques de deux habiletés maîtrisées, exécutées à la poutre: les mouvements de renversement avant et arrière. Le protocole a consisté pour deux groupes de gymnastes (composés respectivement de sept et six gymnastes) à effectuer un renversement total du corps pour se positionner en appui renversé sur les mains à partir d'une position initiale en appui pédestre. La méthode d'analyse a reposé sur l'exploitation de données issues d'une poutre instrumentée de plates-formes de force et d'un système d'analyse optoélectronique. Les mouvements acrobatiques de renversement, réalisés vers l'avant et l'arrière, ont ainsi été caractérisés à partir des paramètres cinématiques et dynamiques. Les spécificités de chaque phase ont été présentées, ainsi que les enjeux spécifiques du mouvement dans le maintien de l'équilibre. Il a été établi que réaliser de manière réussie le renversement du corps d'un appui pédestre à un appui manuel nécessite de doser les forces, de réguler les vitesses et de contrôler les mouvements du CM, et son interaction avec le CP, de manière très différente selon les trois axes.



Chapitre 4: Influence de la hauteur de la poutre
sur l'équilibre dynamique des gymnastes

1. Introduction

La réglementation sportive internationale impose la réalisation des enchaînements gymniques à la poutre à la hauteur de 1m25. Au-delà de la réduction de la surface d'appui, cette hauteur du support est un facteur supplémentaire qui va pouvoir venir perturber l'équilibre des gymnastes à cet agrès. Nombreuses sont les gymnastes qui appréhendent la hauteur de l'engin, notamment en raison des conséquences des déséquilibres ou des chutes éventuels, sur le risque de blessure (Cottyn, 2006).

Comme nous l'avons déjà abordé précédemment, les méthodes d'entraînement prennent en compte cette variable de hauteur en proposant différentes phases d'apprentissage (Fig. 34) comprenant différentes situations avec aménagement de l'espace, à des hauteurs variées. Plus précisément, la première phase d'apprentissage des habiletés à la poutre se réalise au travers des exercices sur une bande de largeur identique à celle de la poutre (10cm), posée au sol. Puis, les réalisations sont exigées sur une poutre située généralement à 20cm du sol, afin de limiter non seulement les conséquences accidentelles des chutes mais aussi d'habituer progressivement la gymnaste à la perturbation liée à la hauteur. Dans une dernière étape, la maîtrise du mouvement est obtenue par la répétition des habiletés sur la poutre à hauteur réglementaire.

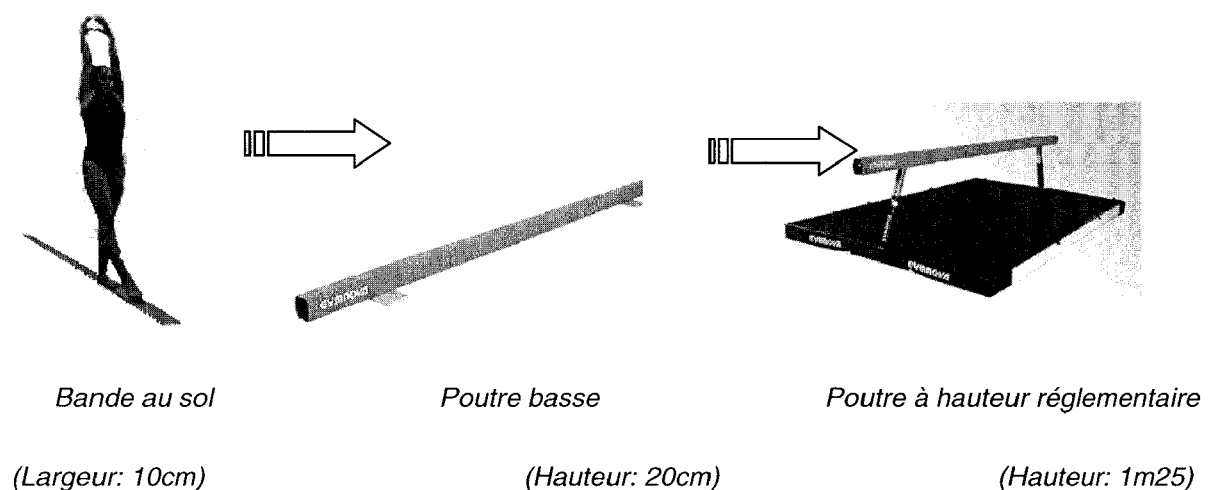


Figure 34 : Méthode d'entraînement classique à la poutre: d'un apprentissage en situation facilitante à un apprentissage en situation contraignante.

L'effet de la hauteur sur le contrôle de l'équilibre est étudié dans de nombreuses études, en position statique debout, à des hauteurs variables (Adkin et al. 2000; 2002; Brown et Frank, 1997; Brown et al. 2002a; 2002b; Carpenter et al. 1999; 2001). La hauteur est généralement introduite comme une « menace » posturale qui va venir perturber l'équilibre des sujets. La manipulation de cette variable permet d'identifier comment le contrôle de la posture et de la locomotion est régulé dans des situations qui amplifient le risque et les conséquences issues du déséquilibre.

Les variations de déplacements du CP et du CM permettent de mettre en évidence un contrôle conservatif de la posture lorsqu'une perturbation est introduite par l'élévation du support. Les stratégies mises en place en hauteur, amènent une plus grande marge de sécurité de protection contre la chute. Ainsi, lorsqu'un individu est placé en position statique sur un support élevé, des réactions posturales destinées à réduire le risque de chuter apparaissent (Adkin et al. 2000; Brown et Frank, 1997; Carpenter et al. 1999). Carpenter et al. (1999; 2001), en variant la hauteur et la restriction du pas possible vers l'avant, suggèrent une stratégie de raideur de la cheville, à partir de la différence CM-CP (Winter, 1998) en réponse à une augmentation de la hauteur, permettant de réguler le CM dans une limite acceptable. De même, une diminution de l'amplitude des déplacements du CM et un positionnement du CP et du CM plus en arrière de l'extrémité de la plate-forme en condition élevée sont établis: les participants seraient ainsi capables de faire un pas dans le cas d'une perte d'équilibre. Des déplacements de la position du CM plus en arrière de l'extrémité de la plate-forme en hauteur sont également observés en position statique debout par d'autres auteurs (Adkin et al. 2000), permettant notamment de réduire la possibilité que le CM ne se déplace en dehors des limites du support.

Brown et Frank (1997) font part des mêmes résultats lors de perturbations provoquées par des poussées extérieures sur le tronc de l'individu. Ils établissent que le CM est plus finement régulé dans les situations qui augmentent la sévérité des conséquences de déséquilibres. Ainsi, de jeunes adultes sains placés sur des plates-formes élevées, présentent un contrôle différent, des modifications de la cinématique du CM étant démontrées (entre autre une position du CM plus en arrière avant la perturbation, une diminution de l'amplitude ou une inversion de direction de déplacement du CM post-perturbation et une latence plus courte d'apparition du premier pic de vitesse de ce CM).

Dans la continuité des travaux précédents, Adkin et al. (2002) étudient les profils du CP et du CM lors d'une tâche plus dynamique de montée sur les pointes en perturbant la hauteur et la restriction du pas. Ils soulignent une stratégie de conservation limitant l'effet potentiellement

déstabilisant dans la direction du mouvement, en diminuant le mouvement du CM et le ralentissant, avec une position finale plus éloignée de l'extrémité du support.

Par contre, lorsque l'élévation des sujets est beaucoup plus importante (3 à 9m), les travaux de Hsiao et Simeonov (2001) mettent en évidence, chez des travailleurs du bâtiment habitués à travailler en altitude, une altération de la vitesse moyenne de déplacement du CP et des fréquences d'oscillations hautes du corps face à l'élévation, traduisant une augmentation de l'instabilité. Cette instabilité est corrélée avec l'absence de références visuelles proches et la peur de chuter. Une instabilité posturale est également associée au vertige de la hauteur lorsque les références visuelles les plus proches sont éloignées de plus de 2.5m (Brandt et al. 1980; Paulus et al. 1984).

Un effet d'habituation à la hauteur est suggéré par Brown et Frank (1997). Ils soulignent, qu'avec les répétitions, les sujets ont tendance à se permettre une plus grande amplitude de déplacement du CM vers l'avant dans les derniers essais, et ceci malgré les conséquences potentielles d'instabilité. Un changement progressif du contrôle postural associé avec un changement progressif dans la confiance en soi et l'influence des expériences passées sur les réponses est également mis en évidence par Adkin et al. (2000).

Alors que la plupart des études portent sur l'analyse de la position statique debout, certaines s'intéressent à des tâches plus dynamiques, telle que la locomotion, chez des sujets jeunes et âgés, avec ou sans obstacle (Brown et al. 2002a; 2006; Gage et al. 2003; McKenzie et Brown, 2004). La plupart de ces études se focalisent sur l'étude du CM et la modulation de son profil de vitesse. Les travaux suggèrent que les sujets modifient la cinématique de la marche ou du franchissement d'obstacles afin de s'assurer que la chute ou le contact avec l'obstacle ne se produise.

Brown et al. (2002) et Gage et al. (2003) notent un pattern de marche plus conservateur, lors de la marche en condition haute, sur une surface de 15cm, chez des sujets sains adultes, pouvant être caractérisé en particulier par une diminution de la vitesse de marche et une réduction des amplitudes angulaires de mouvement à chacune des articulations chevilles, genoux et hanches. Brown et al. (2006) constatent également les adaptations de la marche: en confrontant les sujets à l'enjambement d'un obstacle qui peut intervenir de manière imprévisible le long du chemin de marche (matérialisé par un faisceau lumineux), le contact de l'obstacle est moins fréquent en condition élevée, des adaptations des patterns de marche émergeant à la fois chez les sujets jeunes et plus âgés.

McKenzie et Brown (2004) constatent également que les sujets sains et âgés, plus concernés par la chute en situation élevée, modifient la cinématique lors de la marche avec obstacle en condition haute (diminution de la vitesse du CM), avec des réductions plus marquées chez les sujets plus âgés.

Au vu de la littérature, l'objectif de l'étude est d'évaluer dans quelle mesure les gymnastes expertes, athlètes habituées à réaliser des mouvements acrobatiques à hauteur de compétition (1m25), sont affectées par la hauteur de la poutre. Comme nous l'avons reporté précédemment, dans le domaine spécifique des mouvements gymniques, peu de travaux se sont focalisés sur le maintien de l'équilibre à cet agrès. S'il est bien établi que l'expertise influence le contrôle de l'équilibre et qu'un effet d'habituation possible face à la contrainte induite par la hauteur du support est suggéré (Brown et Franck, 1997), aucune étude à notre connaissance ne s'est attachée à déterminer dans quelle mesure la hauteur affecte l'équilibre de ces sportives habituées à se mouvoir en altitude.

Nous avons comparé l'équilibre dynamique de gymnastes expertes, à partir de l'étude des mouvements du CM et de son interaction avec le CP, lors de la réalisation du mouvement acrobatique de renversement, à deux hauteurs de poutre. Dans un premier temps, l'étude s'est portée sur le mouvement de renversement réalisé vers l'avant, puis le même processus a été retenu pour le mouvement réalisé vers l'arrière.

2. Expérimentation

2.1. Population

La population de cette étude est composée des mêmes gymnastes expertes ayant pris part à l'étude du chapitre précédent concernant les mouvements de renversement avant et arrière et dont il est possible de retrouver de nouveau les caractéristiques ci-dessous. La première étude s'effectue donc sur un groupe composé de sept gymnastes (Tableau 8), alors que la deuxième étude s'effectue sur un groupe de six gymnastes (Tableau 9), ces deux groupes de gymnastes expertes étant de niveau similaire et l'analyse statistique par test t de Student pour valeurs non appariées vérifie que les caractéristiques anthropométriques des deux groupes le sont également.

Age (années)	Taille (cm)	Masse (Kg)	Distance Inter-EIAS (cm)
18.4 (± 4.4)	156.7 (± 4.3)	49.2 (± 4.7)	28.6 (± 2.6)

Tableau 8 : *Caractéristiques anthropométriques des gymnastes de la première étude. Moyenne et écart-type de l'âge, la taille, la masse et de la distance séparant les épines iliaques antéro-supérieures (EIAS).*

Age (années)	Taille (cm)	Masse (Kg)	Distance Inter-EIAS (cm)
16.1 (± 3.6)	153.2 (± 1.8)	45.5 (± 3.4)	28.2 (± 2.4)

Tableau 9 : *Caractéristiques anthropométriques des gymnastes de la deuxième étude. Moyenne et écart-type de l'âge, la taille, la masse et de la distance séparant les épines iliaques antéro-supérieures (EIAS).*

2.2. Protocole

Le protocole est commun aux deux études. Pour la première étude, le mouvement de renversement vers l'avant est étudié, alors que pour la deuxième étude, le mouvement de renversement vers l'arrière est étudié. La gymnaste, à partir d'une position statique debout, doit se renverser pour arriver en appui tendu renversé sur les mains.

Les sujets sont amenés à réaliser le mouvement de renversement dans deux conditions expérimentales:

- une condition de réalisation en poutre basse, placée à 20cm du sol, correspondant à la hauteur traditionnellement utilisée dans les processus d'entraînement.

- une condition de réalisation en poutre haute, placée à 1m25 du sol, correspondant à la hauteur requise lors des compétitions selon les normes en vigueur de la Fédération Internationale de Gymnastique.

Après un échauffement laissé libre à la gymnaste, les sujets doivent exécuter une série de quatre mouvements minimum dans chacune des conditions. L'ordre des conditions est randomisé afin d'éviter toute influence de l'ordre dans lequel la condition de hauteur est expérimentée (Adkin et al. 2000). Une durée de repos suffisante est accordée après chaque

essai afin d'éliminer tout effet de fatigue. Aucun feedback verbal n'est donné à la gymnaste concernant les exécutions réalisées.

Les performances sont évaluées à partir du code de pointage en vigueur. Après vérification que les sujets réalisent correctement le mouvement au regard des critères du jugement, avec la pause en position d'appui tendu renversé, les meilleurs essais pour chaque condition, basés sur le score des juges, sont retenus dans l'analyse des données.

2.3. Variables retenues et normalisation des données

Les déplacements du CP et du CM sont enregistrés lors du mouvement afin de quantifier l'équilibre dynamique, le CP étant évalué à partir des plates-formes de force, intégrées au niveau de la poutre, et le CM à partir du système optoélectronique.

L'amplitude de déplacement du CM (valeur maximale – valeur minimale atteinte lors du mouvement) dans les trois directions est calculée, et cela pour les deux conditions. Les pics de vitesses sont également calculés pour les deux conditions, dans les trois directions. Deux pics sont identifiés dans la direction verticale (haut/positif et bas/négatif). La distance maximale et minimale entre le CM et le CP lors du mouvement est évaluée, pour les deux conditions, dans le plan vertical (haut et bas), dans le plan antéro-postérieur (antérieur et postérieur) et dans le plan latéral (différences absolues). Les durées des phases sont également calculées.

La normalisation présentée dans le chapitre précédent (cf. chapitre 3, Fig.23) est retenue: les données du CM et du CP sont ainsi exprimées en pourcentage de la taille du sujet pour les plans vertical et antéro-postérieur et en pourcentage de la distance Inter-EIAS du sujet pour le plan latéral.

2.4. Analyse statistique

Le test non paramétrique des rangs signés de Wilcoxon pour séries appariées est utilisé pour étudier l'effet de la hauteur sur les variables retenues. Le seuil de significativité est fixé à 0.05. Le logiciel Statistica (StatSoft, Tulsa, Ok) est utilisé pour l'ensemble des calculs statistiques.

3. Résultats

3.1. Renversement vers l'avant

3.1.1. Durée des phases

Réaliser le mouvement en condition haute ne modifie pas la durée des phases d'appui pédestre, de triple appui et d'appui manuel ($p < 0.05$) (Fig. 35).

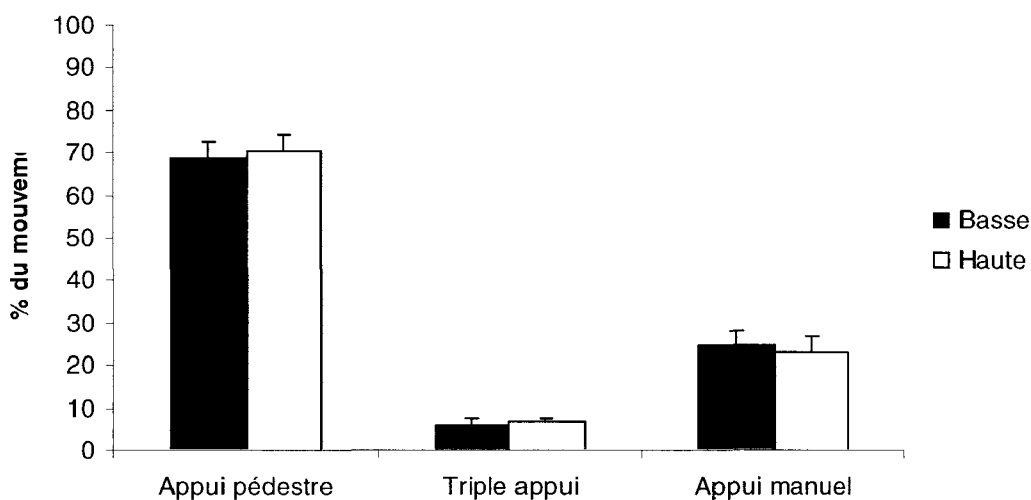


Figure 35 : Durées relatives des phases du mouvement réalisé vers l'avant (en pourcentage du mouvement total), dans les deux conditions de réalisation.

3.1.2. Amplitude de déplacement du CM

Lors de la réalisation en poutre haute, l'amplitude de mouvement du CM dans la direction A/P et M/L n'est pas affectée (Fig. 36), comparativement à la réalisation sur poutre basse, maintenant respectivement des valeurs moyennes correspondant à 53% ($\approx 83\text{cm}$) de la taille du sujet et 8% ($\approx 2.8\text{cm}$) de la distance Inter-EIAS. Des différences sont détectées uniquement dans la direction verticale, avec une augmentation significative de l'amplitude en condition poutre haute ($p=0.016$), et cela sur l'ensemble des sujets.

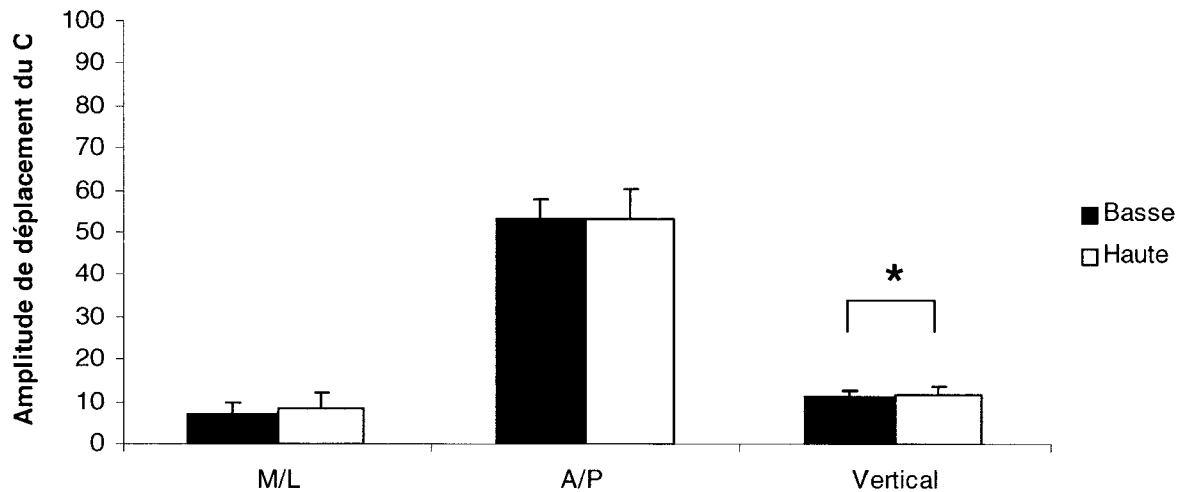


Figure 36 : Amplitudes (moyenne et écart-type) de déplacement du CM (normalisées en pourcentage de la taille pour les plans vertical et A/P et en pourcentage de la distance Inter-EIAS en M/L), dans les deux conditions de réalisation, lors du mouvement vers l'avant. M/L : médio-latéral; A/P: antéro-postérieur.* = différence significative à $p < 0.05$.

3.1.3. Distance CM-CP

L'évaluation de cette distance a été présentée au chapitre 3 Fig. 32 et son évolution sur la figure 33. La distance maximale antérieure entre le CM et le CP apparaît lorsque la gymnaste place les mains sur la poutre lors du passage du l'appui pedestre au triple appui. La distance postérieure maximale apparaît, elle, lorsque les gymnastes passent du triple appui à la position d'appui renversé sur les mains. Ces distances maximales antérieure et postérieure entre le CM et le CP ne sont pas significativement différentes entre les deux conditions ($p < 0.05$) (Tableau 10). La distance maximale M/L, qui apparaît lors de la phase d'appui manuel, n'est pas affectée lorsque la hauteur de poutre augmente ($p = 0.75$), maintenant une valeur moyenne correspondant à 10.7% (≈ 3 cm) de la distance Inter-EIAS. Par contre, la distance verticale minimale au point bas ($p < 0.05$), atteinte lors du positionnement en triple appui, diminue significativement (Tableau 10) lors de la réalisation en poutre haute atteignant une valeur moyenne de 41.1% de la taille des sujets (≈ 64.4 cm).

Distance CM-CP (%)		Basse (moyenne \pm écart-type)	Haute (moyenne \pm écart-type)	Valeur du P (Test des rangs signés de Wilcoxon)
M/L		10.62 \pm 4.68	10.79 \pm 3.51	NS
A/P	Antérieur	12.75 \pm 2.07	12.64 \pm 2.39	NS
	Postérieur	-36.36 \pm 2.49	-36.81 \pm 3.90	NS
Vertical	Vertical Haut	52.72 \pm 0.88	52.83 \pm 0.99	NS
	Vertical bas	41.51 \pm 1.76	41.10 \pm 1.75	< 0.05

Tableau 10 : Distances maximales entre le CM et le CP (moyenne et écart-type) pour les plans vertical, A/P et M/L (normalisées en pourcentage de la taille pour les plans vertical et A/P et en pourcentage de la distance Inter-EIAS en M/L), dans les deux conditions de réalisation, lors du mouvement vers l'avant. M/L: médio-latéral; A/P: antéro-postérieur. NS = non significatif pour $p < 0.05$.

3.1.4. Vitesse du CM

La réalisation en poutre haute affecte uniquement le pic de vitesse vertical négatif ($p < 0.05$) (Tableau 11), associé au passage en triple appui, avec une augmentation de l'intensité de ce pic, comparativement à la réalisation en poutre basse.

Pics de vitesses (m/s)	Basse (moyenne \pm écart-type)	Haute (moyenne \pm écart-type)	Valeur du P (Test des rangs signés de Wilcoxon)
Pic vers l'avant	0.95 \pm 0.07	0.91 \pm 0.10	NS
Pic vertical positif	0.55 \pm 0.13	0.63 \pm 0.12	NS
Pic vertical négatif	-0.31 \pm 0.07	-0.32 \pm 0.10	< 0.05
Pic M/L	0.04 \pm 0.01	0.04 \pm 0.01	NS

Tableau 11 : Pics de vitesses (en m/s) du CM (moyenne et écart-type) dans les deux conditions de réalisation, lors du mouvement vers l'avant. M/L: médio-latéral. NS = non significatif pour $p < 0.05$.

3.2. Renversement vers l'arrière

3.2.1. Durée des phases

Réaliser le mouvement en condition haute ne modifie pas la durée des phases d'appui pédestre, de triple appui et d'appui manuel ($p < 0.05$) (Fig. 37).

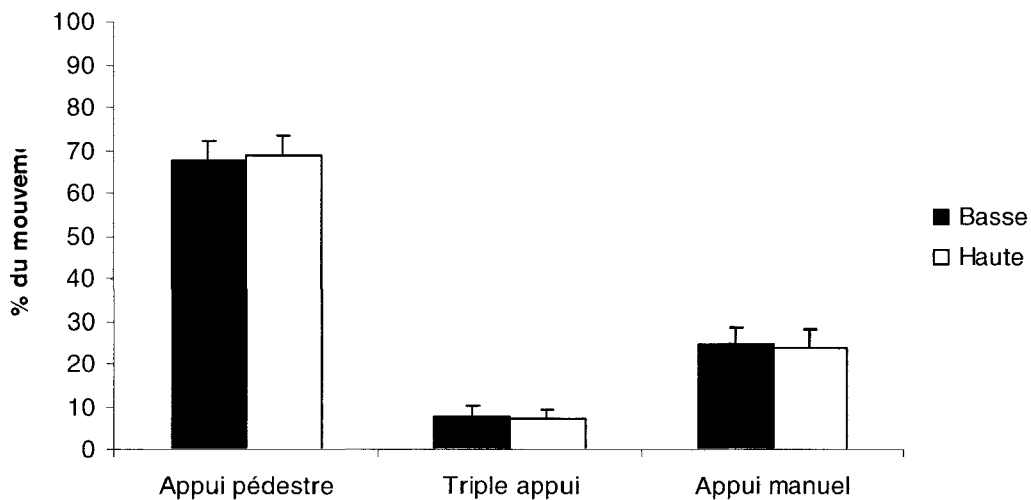


Figure 37 : Durées relatives des phases du mouvement réalisé vers l'arrière (en pourcentage du mouvement total), dans les deux conditions de réalisation.

3.2.2. Amplitude de déplacement du CM

L'amplitude de mouvement du CM dans la direction antéro-postérieure n'est pas affectée ($p=0.75$) lors de la réalisation en poutre haute, maintenant une valeur moyenne correspondant à 47% ($\approx 72\text{cm}$) de la taille du sujet (Fig. 38). Des différences significatives sont détectées concernant l'amplitude de déplacement du CM dans les directions médio-latérale et verticale, lorsque que l'on compare les gymnastes dans les deux conditions. Réaliser le mouvement en poutre haute diminue significativement l'amplitude dans la direction M/L ($p < 0.05$), alors que celle-ci augmente de manière significative dans la direction verticale ($p=0.027$).

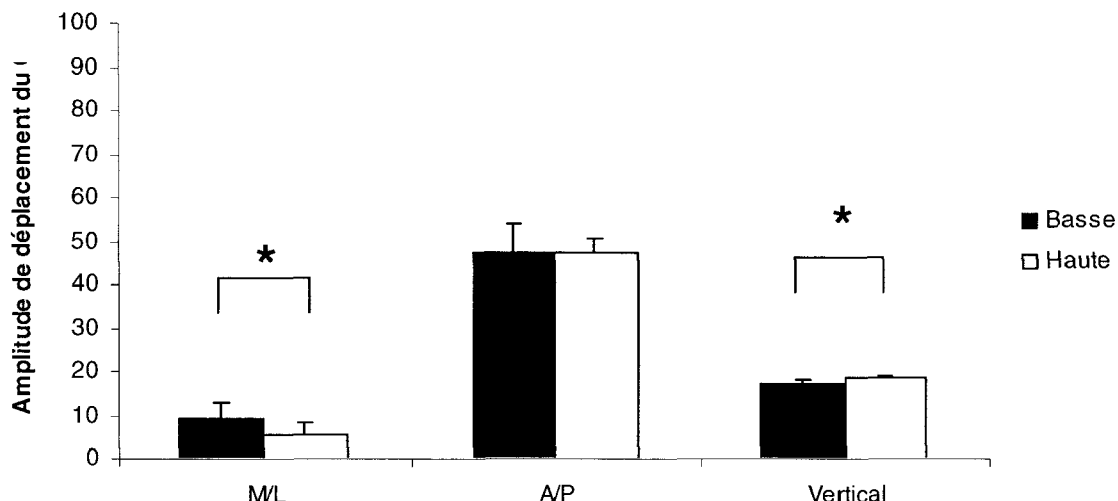


Figure 38 : Amplitudes (moyenne et écart-type) de déplacement du CM (normalisées en pourcentage de la taille pour les plans vertical et A/P et en pourcentage de la distance Inter-EIAS en M/L), dans les deux conditions de réalisation, lors du mouvement vers l'arrière. M/L: médio-latéral; A/P: antéro-postérieur.* = différence significative à $p < 0.05$.

3.2.3. Distance CM-CP

La distance postérieure maximale diminue significativement en condition poutre haute ($p < 0.05$) (Tableau 12). La distance verticale minimale au point bas diminue également significativement lorsque la hauteur de la poutre augmente ($p < 0.05$). La distance maximale M/L, atteinte lors de la phase d'appui manuel, diminue significativement lorsque la hauteur de poutre augmente ($p < 0.05$), atteignant une valeur moyenne correspondant à 8.75% (≈ 2.4 cm) de la distance Inter-EIAS.

		Basse (moyenne \pm écart-type)	Haute (moyenne \pm écart-type)	Valeur du P (Test des rangs signés de Wilcoxon)
Distances CM-CP (%)				
M/L		10.12 \pm 2.31	8.75 \pm 1.99	<0.05
A/P	Antérieur	26.21 \pm 5.29	23.41 \pm 1.52	NS
	Postérieur	-19.22 \pm 1.58	-18.40 \pm 0.99	<0.05
Vertical	Vertical Haut	58.34 \pm 0.64	58.46 \pm 0.27	NS
	Vertical bas	41.16 \pm 0.72	39.89 \pm 0.57	<0.05

Tableau 12 : Distances maximales entre le CM et le CP (moyenne et écart-type) pour les plans vertical et A/P et M/L (normalisées en pourcentage de la taille pour les plans vertical et A/P et en pourcentage de la distance Inter-EIAS en M/L), dans les deux conditions de réalisation, lors du mouvement vers l'arrière. M/L: médio-latéral; A/P: antéro-postérieur. NS = non significatif pour $p < 0.05$.

3.2.4. Vitesse du CM

Lors de la réalisation en poutre haute, le pic de vitesse vertical négatif augmente significativement ($p < 0.05$) alors que le pic M/L diminue ($p < 0.05$) (Tableau 13). Bien que le pic de vitesse vers l'avant ne soit pas affecté, sa valeur tend à diminuer ($p = 0.07$) en condition poutre haute.

Pics de vitesses (m/s)	Basse (moyenne \pm écart-type)	Haute (moyenne \pm écart-type)	Valeur du P (Test des rangs signés de Wilcoxon)
Pic vers l'avant	1.37 \pm 0.18	1.32 \pm 0.14	NS
Pic vertical positif	0.48 \pm 0.03	0.51 \pm 0.08	NS
Pic vertical négatif	-0.67 \pm 0.05	-0.71 \pm 0.08	<0.05
Pic M/L	0.07 \pm 0.01	0.05 \pm 0.01	<0.05

Tableau 13 : *Pics de vitesses (en m/s) du CM (moyenne et écart-type) dans les deux conditions de réalisation, lors du mouvement vers l'arrière. M/L: médio-latéral. NS = non significatif pour $p < 0.05$.*

4. Discussion et conclusion

La réalisation du mouvement acrobatique de renversement vers l'avant, à hauteur réglementaire de 1m25, par rapport à la réalisation en poutre basse, affecte uniquement le déplacement vertical du CM. Par contre, lorsque le mouvement est réalisé vers l'arrière, les résultats montrent que la hauteur de la poutre affecte significativement les mouvements du CM dans l'ensemble des directions et l'interaction médio-latérale CM-CP des gymnastes.

Sur l'axe vertical, en condition haute, lors du renversement avant et arrière, le pic de vitesse vertical négatif du CM augmente (augmentation de 3% et 6% respectivement, représentant une augmentation de 0.01 et 0.04m/s par rapport aux valeurs obtenues en condition basse) et ce CM se positionne plus bas en triple appui (diminution de 1% et 4% respectivement soit 6mm et 2cm en moyenne). Ce positionnement plus bas permet d'augmenter la stabilité. En outre, augmenter la vitesse réduirait la durée de la phase d'appui pédestre, pour aller se positionner plus rapidement en triple appui, phase durant laquelle le CM se repositionne au dessus de la base des appuis. Néanmoins, nous ne trouvons pas de différences significatives pour la durée de la phase d'appui pédestre entre la condition haute et la condition basse pour les deux mouvements.

Sur l'axe médio-latéral, lors du mouvement de renversement réalisé vers l'arrière, la réduction de l'amplitude de déplacement du CM (diminution de 40% soit 1cm en moyenne) et la diminution de sa vitesse (diminution de 29% du pic M/L soit en moyenne 0.02m/s) indiquent une stratégie de conservation de l'équilibre latéral. Ces modifications permettent d'empêcher que le CM ne puisse excéder les limites définies par la base des appuis et de maintenir la ligne

de progression à l'intérieur de la base du support afin d'éviter le déséquilibre latéral. D'autre part, la limitation de la distance maximale entre le CM et le CP (diminution de 14% soit en moyenne 4mm) atteinte lors de la phase d'appui manuel apparaît comme une solution propice à maintenir un moment du poids latéral dans des proportions acceptables lors de cette phase, permettant d'éviter une perte d'équilibre, voire une chute: en effet, cette distance, qui constitue le bras de levier du moment du poids est responsable de la rotation latérale du CM autour du CP. Cette limitation apparaît lors de la phase d'appui manuel, qui semble critique, s'équilibrer sur les mains étant plus précaire que sur les pieds (Clément et Rézette, 1985; Nouillot et Natta, 2004; Pozzo et al. 1988).

Sur l'axe antéro-postérieur, la réduction significative de la distance postérieure maximale entre le CM et le CP lors du mouvement arrière (diminution de 5% soit une moyenne de 13mm), observée lors de la phase d'appui manuel, suggère une organisation mise en place afin de mieux contrôler le transfert d'appui de la position de triple appui à l'appui tendu renversé sur les mains. Ce transfert d'appui est une tâche complexe il est vrai, nécessitant le déplacement de la masse corporelle d'un appui sur l'autre. La tendance à une réalisation plus lente dans le sens du mouvement, observée lors du renversement vers l'arrière en poutre haute, indique un mécanisme de freinage du corps permettant de placer les mains en sécurité sur la poutre. Il a déjà été reporté qu'à la fois la vitesse instantanée et la position du CM doivent être maîtrisées pour terminer en toute sécurité le mouvement (Pai et Patton, 1997).

Nos résultats montrent donc une modification du contrôle de l'équilibre lorsque les sujets sont confrontés à une réalisation à hauteur réglementaire. Nous retrouvons de manière accrue la modification de ce contrôle du CM en condition poutre haute chez nos sujets experts lors du renversement vers l'arrière, amenant notamment une limitation des déplacements, permettant de réduire la possibilité que le CM puisse tomber en dehors de la base des appuis. Une régulation plus fine du CM sur l'axe M/L est ainsi mise en évidence tout comme une stratégie conservative lors de la phase d'appui manuel. Ceci est déjà suggéré dans la littérature, différents auteurs reportant un contrôle différent lorsque les individus sont placés en hauteur, en particulier lors de la locomotion, les facteurs psychologiques étant introduits (Adkin et al. 2002; Brown et al. 2002b; Gage et al. 2003; McKenzie et Brown, 2004). Le fait que les sujets soient anxieux, moins confiants ou que la perception du risque suite à une chute augmente, peut contribuer à réguler plus finement le contrôle postural et la locomotion. En effet, dans toutes les études, la manipulation de la hauteur est mise en place afin d'introduire une peur de chuter, telle que définie par Tinetti et al. (1990) comme une faible confiance dans l'habileté

de réaliser une tâche spécifique. Les paradigmes expérimentaux se montrent suffisants pour augmenter notamment l'anxiété chez presque l'ensemble des sujets jeunes et âgés, bien qu'une peur de chuter ne soit pas émise ou ressentie par l'ensemble des sujets. Néanmoins, il faut noter que tous les sujets dans ces expérimentations ne sont pas habitués à faire face à la hauteur comme le sont nos sujets.

En nous appuyant sur ces travaux, une perception de risque de chute ou de blessure éventuelle suite à une instabilité en poutre haute pourrait donc être introduite pour expliquer les différences obtenues en condition élevée. En effet, en accord avec l'ensemble des résultats des études citées ci-dessus, nos résultats montrent également la modification de ce contrôle du CM en condition poutre haute chez nos sujets experts. Le fait que ces changements émergent en hauteur lorsque les conséquences potentielles de l'instabilité sont plus sévères, pourrait donc nous laisser penser que les gymnastes perçoivent leur équilibre comme compromis dans cette condition. Il faut bien prendre en considération le fait que le mouvement réalisé dans cette étude est un mouvement de base usuel que les gymnastes sont habituées à réaliser en condition de compétition. En accord avec leurs affirmations verbales, les gymnastes de notre étude ne sont pas affectées par la peur, comme le spécifient également Brown et Frank (1997) dans leur étude.

Chez nos sujets, l'influence des expériences passées, particulièrement les chutes subies par les gymnastes durant leur carrière, pourrait en partie expliquer les modifications du contrôle de l'équilibre qui permettent à la gymnaste de diminuer la possibilité de tomber de la poutre haute. La régulation de l'équilibre est en effet influencée par différents facteurs tels que les expériences passées (Maki et Whitelaw, 1993), la prévision de la perturbation à venir (Chong et al. 1999; Maki et Whitelaw, 1993) ou encore le niveau de confiance dans l'habileté de réaliser une tâche (Rosengren et al. 1998). Il est également suggéré que l'apprentissage, l'expérience et la connaissance contribueraient au contrôle postural en identifiant la menace avant même qu'elle se produise, et, par anticipation, favoriseraient le maintien du contrôle postural (Lavisse et al. 1995).

Nos sujets pourraient être plus concernés par la chute en poutre haute, et s'organiseraient ainsi différemment afin de s'assurer que celle-ci ne se produise. Nos résultats peuvent donc aller dans le sens des travaux de Brown et al. (2006) ou encore McKenzie et Brown (2004) qui montrent que la menace posturale pourrait être au service du sujet, et que l'anxiété, tout comme l'augmentation de l'attention et de la prudence, peuvent avoir des effets bénéfiques. Brown et al. (2006), en étudiant la marche et le franchissement d'obstacle chez des sujets jeunes et âgés dans différentes conditions environnementales, montrent que les sujets touchent

moins fréquemment l'obstacle en condition élevée, laissant supposer qu'une augmentation de l'anxiété serait bénéfique dans la réduction du risque de chuter. L'anxiété face à la hauteur expliquerait la modification du pattern de marche, ce qui permettrait de réduire les risques de chutes dues à un trébuchement sur l'obstacle. Ces résultats sont en directe contradiction avec les recherches qui associent la peur de chuter comme un détriment à la performance physique, l'indépendance, la santé ou le risque de chuter (Cumming, et al. 2000). A cette controverse, il est suggéré que les effets bénéfiques de l'anxiété seraient limités aux sujets, qui, comme dans l'étude ci-dessus, n'ont pas identifié de peur de chuter. Nous ne pouvons cependant pas confirmer que la condition poutre haute impose de plus grands niveaux d'anxiété que la condition poutre basse chez nos sujets. Une étude de la réponse galvanique de la peau (GSR¹) pourrait nous permettre de rendre compte d'un certain niveau d'anxiété comme certaines études l'ont déjà mis en évidence (Brown et al. 2002a; 2002b; McKenzie et Brown, 2004). Néanmoins, des tests répétés indiqueraient que l'anxiété diminue avec l'expérience (Maki et Whitelaw, 1993).

Il est intéressant de noter que dans nos résultats, au regard des évaluations à partir du code de pointage, les modifications du contrôle de l'équilibre sont réalisées sans nuire à la performance gymnique. En effet, au regard des critères de la FIG, tous les essais inclus dans notre analyse sont « corrects » dans les deux conditions.

Les résultats différents obtenus vers l'arrière et vers l'avant peuvent être interprétés en termes de la difficulté du mouvement. La complexité du contrôle de l'équilibre augmente en effet lors du mouvement acrobatique vers l'arrière. Le renversement vers l'arrière a certaines spécificités qui doivent être prises en compte: en avant, la gymnaste va pouvoir prendre des informations pertinentes pour la réalisation du mouvement, avec par exemple un ancrage visuel possible sur la poutre lors du renversement, le mouvement vers l'arrière ne permettant pas ce repérage. En outre, pour ce renversement vers l'arrière, l'ensemble des gymnastes positionnent leur tête en légère inclinaison arrière durant le mouvement. Or, il est souligné que les afférences vestibulaires et proprioceptives du rachis cervical sont particulièrement

¹ La réponse électrodermale, aussi appelée réponse galvanique de la peau (ou GSR, Galvanic Skin Response) rend compte de l'activité du système nerveux sympathique. Avoir une GSR très élevée indique un certain niveau d'anxiété ou de nervosité. De nombreux travaux ont confirmés la validité et la fiabilité de l'activité électrodermale pour la manifestation de l'anxiété (Naveteur et Roy, 1990).

bouleversées lors d'une telle inclinaison (Asseman et Gahéry, 2005; Fukuda, 1984). Ainsi, la difficulté croissante liée à la réduction des afférences sensorielles disponibles, induite par la spécificité du mouvement de renversement arrière comparativement au mouvement avant, pourrait être à l'origine des différences observées entre les deux mouvements, face à l'augmentation de la hauteur de la poutre.

En conclusion, nous avons pu observer une modification des mouvements du CM et de l'interaction CM-CP, notamment lors de la réalisation du mouvement acrobatique de renversement réalise vers l'arrière. La difficulté liée à la spécificité de cette acrobatie, pourrait être à l'origine des différences observées avec le mouvement de renversement avant face à l'augmentation de la hauteur de la poutre. De manière intéressante, alors que les informations sensorielles disponibles semblent réduites et augmente donc la complexité de la tâche lors du renversement arrière, comparativement au mouvement réalisé vers l'avant, un contrôle conservatif de l'équilibre est établi. La difficulté pousserait ces sportives à réguler plus finement les mouvements du CM et son interaction avec le CP. Ces résultats nous ont amenés à nous interroger et à étudier dans quelle mesure la modulation des informations sensorielles disponibles influe sur le contrôle de l'équilibre des gymnastes lors de la réalisation de mouvements acrobatiques en poutre haute de compétition. Cette étude est présentée dans le prochain chapitre et va évaluer l'effet de la condition visuelle et du positionnement de la tête sur l'équilibre des gymnastes.

Synthèse

Cette étude présentait pour objectif d'identifier dans quelle mesure les gymnastes expertes sont affectées par la hauteur de la poutre lors de la réalisation de mouvements acrobatiques. Deux groupes, incluant respectivement sept et six gymnastes ont été créés. La tâche consistait en la réalisation du mouvement de renversement avant pour un groupe, et arrière pour l'autre, en condition poutre basse d'entraînement (0.20m) et en condition poutre réglementaire de compétition (1m25). Les mouvements du CM, et son interaction avec le CP, évalués grâce au système optoélectronique et aux plates-formes de force, ont été retenus pour quantifier l'équilibre dynamique de la gymnaste.

Les résultats ont mis en évidence une modification de contrôle de l'équilibre des gymnastes lorsque celles-ci étaient confrontées à une réalisation à hauteur réglementaire, comparativement à une réalisation en poutre basse. Nous retrouvons notamment une régulation plus fine des mouvements du CM, et de son interaction avec le CP, en condition poutre haute, pour le renversement vers l'arrière. Ce contrôle est établi principalement suivant l'axe médio-latéral et permet à la gymnaste de diminuer la possibilité qu'une chute ne se produise. Les résultats différents obtenus vers l'avant et vers l'arrière sont interprétés en termes de la difficulté du mouvement: les informations sensorielles disponibles sont réduites pour le mouvement arrière, augmentant ainsi la complexité de la tâche.

Chapitre 5: Effet de la vision et de la position
de la tête sur l'équilibre des gymnastes à la
poutre

1. Introduction

Les habiletés gymniques à la poutre sont des situations d'équilibre précaire dont le contrôle est assuré par des mécanismes qui nécessitent la saisie et le traitement de nombreuses informations issues de modalités sensorielles différentes. Le système perceptif est sollicité dans le but d'acquérir les informations utiles à une action adaptée sur l'environnement (Bonnet et Lestienne, 2003). De nombreux auteurs ont déjà tenter d'évaluer le poids respectif des différents détecteurs sensoriels et leur interaction dans le contrôle de l'équilibre (Bringoux et al. 2000; Fitzpatrick et McCloskey, 1994; Simoneau et al. 1995). Ainsi, le rôle des informations visuelles peut être déterminé en mettant en place des conditions de non vision (Diener et al. 1988; Teasdale et al. 1991), de même, celui des informations vestibulaires et myo-articulaires en imposant des placements de tête spécifiques (Asseman et Gahéry, 2005; Brandt et al. 1986; Fukuda, 1984).

Dans le domaine particulier de l'activité gymnique à la poutre, les travaux de Robertson et ses collaborateurs (1994; 1996a; 1996b) montrent que la perturbation des entrées visuelles provoque des changements qualitatifs dans la locomotion sur poutre basse chez des gymnastes experts. Bien qu'ils ne constatent aucune détérioration en situation de vision intermittente, ou de non vision, concernant le temps nécessaire pour traverser l'agrès lorsqu'il est demandé aux gymnastes experts de marcher aussi vite que possible, ils soulignent tout de même que l'occlusion visuelle résulte en des changements qualitatifs de la performance. Spécifiquement, les sujets réalisent plus de pas pour traverser la poutre et des déséquilibres latéraux apparaissent (élévations de jambe sur le côté, inclinaison latérale du buste etc...) lorsque la vision est éliminée. La durée du mouvement étant maintenue en dépit d'une augmentation des erreurs, ils suggèrent le développement de l'habileté de corriger, rapidement et efficacement, les erreurs du mouvement. En outre, il est précisé que les gymnastes expertes sont moins affectées que les novices par les perturbations visuelles pour le contrôle de l'équilibre dynamique. Néanmoins, aucune de ces études à la poutre n'a été réalisée en hauteur et se limite à la marche et non à des mouvements spécifiques à l'activité gymnique.

Dans le cas particulier de l'équilibre sur un support élevé en position statique debout, l'apparition d'une instabilité plus grande est expliquée par la réduction des entrées visuelles consécutive à l'éloignement du support du sol, l'absence de références visuelles proches amenant une augmentation de l'instabilité (Bles et al. 1980; Brandt et al. 1980; Simeonov et

Hsiao, 2001). Carpenter et al. (1999; 2001) montrent, à partir de l'étude du CM et du CP, en manipulant à la fois les entrées visuelles (yeux ouverts/yeux fermés) et vestibulaires (placement de la tête en extension), que ces informations sont de première importance pour assurer l'équilibre statique en situation élevée. Il est fait état qu'enlever la vision chez des adultes sains placés en hauteur, tout comme perturber les entrées vestibulaires, provoque de plus grandes amplitudes de déplacement du CP et du CM dans les directions médio-latérale et antéro-postérieure (la déviation standard de déplacement du CM augmente ainsi de 0.09cm et 0.032cm respectivement sur l'axe antéro-postérieur et médio-latéral en absence de vision, la réduction des entrées vestibulaires amenant une augmentation de 0.08cm sur l'axe antéro-postérieur).

Dans cette étude, nous comparons l'équilibre dynamique lors de la réalisation du mouvement acrobatique de renversement vers l'avant chez des gymnastes expertes sur la poutre haute réglementaire, dans différentes conditions sensorielles où modification de la vision et de la position de la tête sont combinées. Notre premier objectif est d'enregistrer les adaptations réalisées par la gymnaste experte pour contrôler son équilibre en situation de privation visuelle, en comparant le mouvement des gymnastes dans deux conditions: yeux ouverts (YO) et yeux fermés (YF) soit avec ou sans vision. Le deuxième objectif de cette expérimentation est de déterminer dans quelle mesure la modulation de la position de la tête affecte l'équilibre de la gymnaste. Pour cela, nous évaluons l'équilibre des gymnastes avec différentes positions de tête, allant de la dorsiflexion maximale à la ventriflexion maximale, en passant par une position standard, en nous appuyant sur les travaux d'Asseman et Gahéry (2005) portant sur la posture en appui tendu renversé.

2. Expérimentation

2.1. Protocole

Les sujets réalisent le mouvement de renversement avant, tel que décrit dans les chapitres précédents, sur la poutre placée à 1m25 du sol, correspondant à la hauteur réglementaire, avec différents positionnements de tête, et cela dans deux conditions visuelles: yeux ouverts (YO) et yeux fermés (YF). Les différents positionnements de tête retenus (Fig. 39) sont:

- Standard (S): position standard (consigne donnée au sujet « regard sur les mains »).
- Dorsiflexion (D): position de dorsiflexion maximale (consigne donnée au sujet « basculer la tête vers l'arrière / soulever le menton au maximum »).
- Ventriflexion (V): position de ventriflexion maximale (consigne donnée au sujet « basculer la tête vers l'avant / mettre le menton sur la poitrine »).

La combinaison de la condition visuelle et de position de la tête génère six situations expérimentales présentées de manière aléatoire au sujet, afin d'éviter un effet lié à l'ordre de la présentation de la condition.

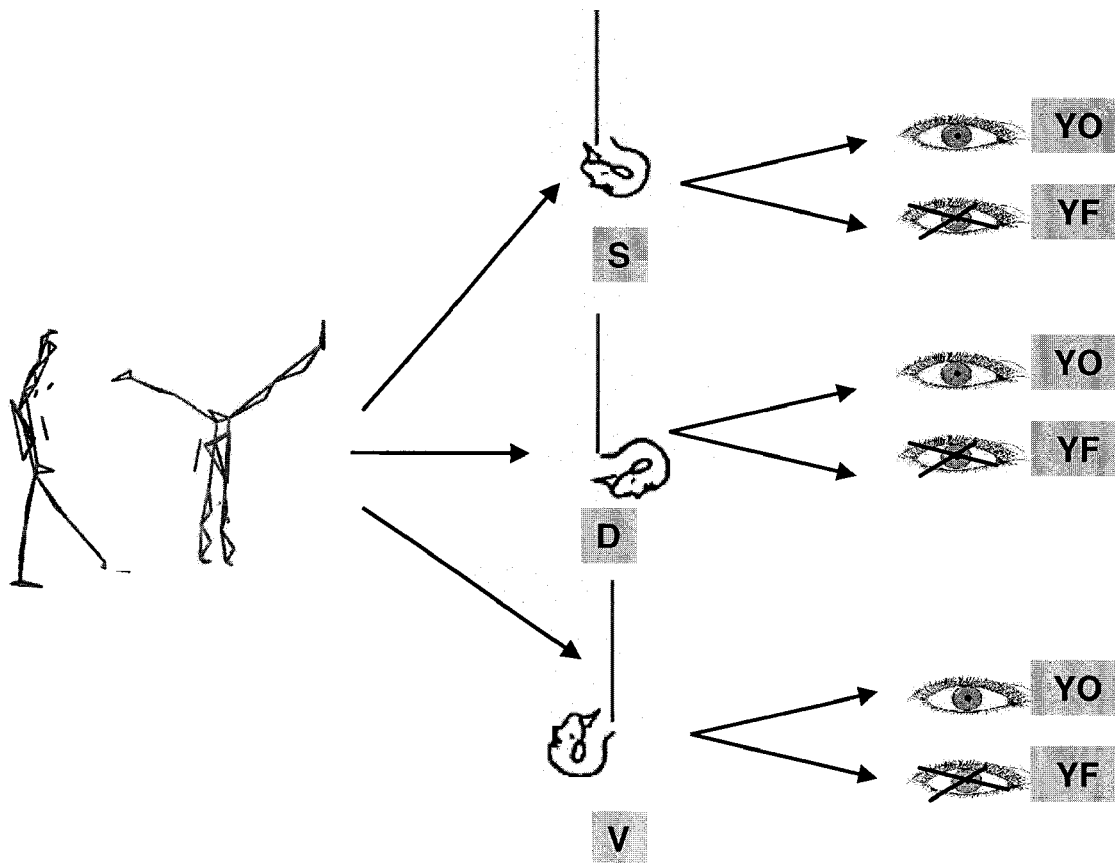


Figure 39 : Représentation des différentes conditions expérimentales dans lesquelles le sujet réalise le mouvement de renversement avant.

Il faut noter que les situations de fermeture des yeux et de positionnement de la tête en dorsiflexion et ventriflexion sont toutes nouvelles pour les sujets.

Après un échauffement laissé libre à la gymnaste, les sujets exécutent une série de trois mouvements de renversement minimum, dans chacune des situations. Une durée de repos suffisante est accordée après chaque essai afin d'éliminer tout effet de fatigue. Aucun feedback verbal n'est donné à la gymnaste concernant les exécutions réalisées. En condition yeux ouverts, aucun repère de fixation du regard n'est imposé au sujet. La position de départ est standardisée et le respect du positionnement de la tête par rapport au tronc, sur l'ensemble du mouvement, est vérifié pour chaque essai par l'expérimentateur à partir des données cinématiques.

En nous appuyant sur les critères d'exécution du code de pointage en vigueur, les meilleurs essais pour chaque condition, basés sur le score des juges, sont retenus dans l'analyse des données.

2.2. Population

La population de cette étude (Tableau 14) est composée des sept gymnastes ayant pris part à l'étude précédente concernant le mouvement réalisé vers l'avant (cf. chapitre 4, tableau 8).

Age (années)	Taille (cm)	Masse (Kg)	Distance Inter-EIAS (cm)
18.4 (± 4.4)	156.7 (± 4.3)	49.2 (± 4.7)	28.6 (± 2.6)

Tableau 14 : *Caractéristiques anthropométriques des gymnastes de l'étude. Moyenne et écart-type de l'âge, la taille, la masse et de la distance séparant les épines iliaques (EIAS) antéro-supérieures.*

2.3. Variables retenues et normalisation des données

Cette étude reprend les variables, ainsi que la normalisation adoptée dans l'étude précédente. L'amplitude de déplacement du CM dans les trois directions est donc calculée. Les pics de vitesses sont également calculés, dans les trois directions. La distance maximale et minimale

entre le CM et le CP lors du mouvement est évaluée, pour les deux conditions, dans le plan vertical (haut et bas), dans le plan antéro-postérieur (antérieur et postérieur) et dans le plan latéral (différences absolues).

Les données du CM et du CP sont exprimées en pourcentage de la taille du sujet pour les plans vertical et antéro-postérieur et en pourcentage de la distance Inter-EIAS du sujet pour le plan latéral.

2.4. Analyse statistique

Afin d'étudier l'influence de la position de la tête et/ou de la condition visuelle sur les variables du CM et du CP, une ANOVA à deux facteurs (vision x position de la tête) avec mesures répétées est effectuée pour chaque paramètre considéré comme les variables dépendantes (comprenant respectivement 2 et 3 niveaux). Le seuil de significativité est fixé à 0.05. La vérification de la normalité de notre distribution est préalablement réalisée. Le test post hoc de Newman-Keuls est utilisé (Newman-Keuls multiple comparison test) pour comparer deux à deux les variations, avec un seuil de significativité fixé à 5%. Le logiciel Statistica (StatSoft, Tulsa, Ok) est utilisé pour l'ensemble des calculs statistiques.

3. Résultats

Toutes les gymnastes sont parvenues à réaliser les tâches demandées malgré la perturbation du positionnement de la tête et de la condition visuelle. Pour la condition tête en ventriflexion avec yeux fermés, 2 gymnastes sur les 7 ont réalisé plus de 2 chutes successives avant de réussir à exécuter la tâche

3.1.1. Amplitude de déplacement du CM

L'ANOVA avec mesures répétées montre un effet principal de la vision, de la tête et de l'interaction vision x tête sur l'amplitude de déplacement du CM sur l'axe M/L (Fig. 40).

L'amplitude de déplacement du CM selon l'axe M/L augmente significativement lorsque les yeux sont fermés ($F=65.99$, $p<0.01$), comparativement à la condition yeux ouverts, et le test post-hoc révèle que cela est significatif pour les trois conditions de position de tête ($p<0.05$).

L'effet de la tête ($F=6.73$, $p<0.01$) est principalement dû à une différence entre la position ventriflexion et standard.

L'interaction vision x tête ($F=4.1468$, $p<0.05$) est significative, les tests de comparaisons multiples montrent que les positions ventriflexion (Moyenne (M)=5,39) et dorsiflexion (M=6.54) sont différentes de la position standard (M=8.33) lorsque les yeux sont ouverts, avec une diminution de l'amplitude en fonction de la position de la tête allant dans le sens standard, dorsiflexion et ventriflexion.

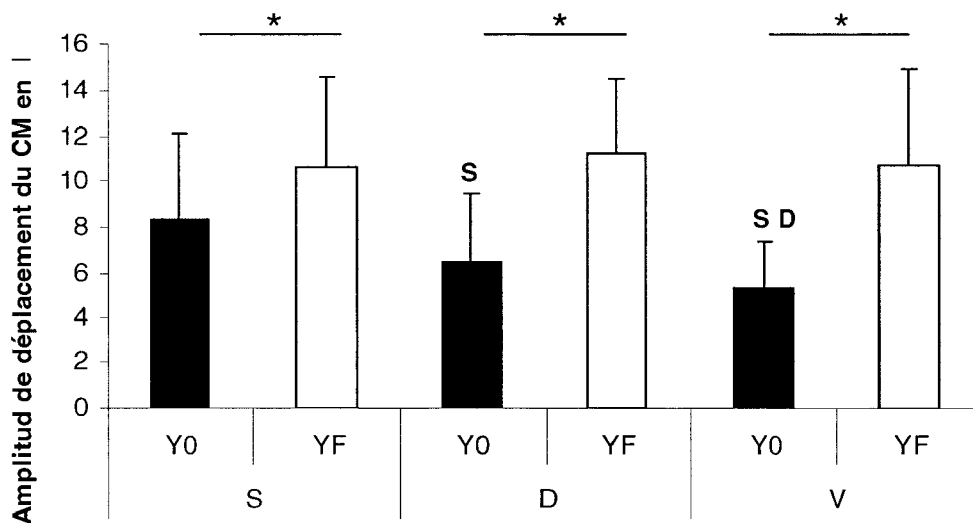


Figure 40 : Amplitudes de déplacement du CM (moyenne et écart-type) selon l'axe médio-latéral (normalisées en pourcentage de la distance Inter-EIAS), pour chaque position de tête (Standard (S), Dorsiflexion (D), Ventriflexion (V)), avec ou sans vision (Yeux ouverts (Y0), Yeux fermés (YF)). S= différence significative avec la position standard pour la condition visuelle considérée. D= différence significative avec la position dorsiflexion pour la condition visuelle considérée.*= différence significative entre les conditions visuelles pour la position considérée.

Les mesures répétées réalisées sur les autres variables dépendantes (Tableau 15) ne se révèlent pas significatives, aucun effet principal de la vision, de la tête et de l'interaction entre la vision et la tête n'est observé ($F<1$).

Amplitude de déplacement du CM (%)	YF-D	YF-S	YF-V	Y0-D	Y0-S	Y0-V
A/P	51.32 ± 6.36	50.18 ± 7.05	50.10 ± 6.67	54.64 ± 5.32	53.39 ± 7.03	51.26 ± 8.14
Vertical	11.42 ± 1.49	11.70 ± 1.52	11.88 ± 1.62	11.42 ± 1.82	11.73 ± 1.62	11.81 ± 1.77

Tableau 15 : Amplitudes de déplacement du CM (moyenne et écart-type) selon l'axe vertical et antéro-postérieur (A/P) (normalisées en pourcentage de la taille), pour chaque position de tête (Standard (S), Dorsiflexion (D), Ventriflexion (V)), avec ou sans vision (Yeux ouverts (Y0), Yeux fermés (YF)).

3.1.2. Distance CM-CP

Aucun effet principal de la vision, de la tête et de l'interaction entre la vision et la tête n'est observé ($F < 1$) concernant les distances CM-CP dans le plan antéro-postérieur et vertical (Tableau 16).

Distance CM-CP (%)		YF-D	YF-S	YF-V	Y0-D	Y0-S	Y0-V
A/P	Antérieur	13.14 ± 3.78	12.29 ± 4.03	12.70 ± 3.30	13.63 ± 2.84	12.64 ± 2.39	12.67 ± 2.84
	Postérieur	-35.63 ± 4.14	-34.83 ± 2.69	-36.24 ± 4.26	-36.67 ± 3.49	-36.81 ± 3.90	-36.43 ± 3.51
Vertical	Vertical Haut	52.32 ± 1.45	52.35 ± 1.19	52.57 ± 1.31	52.62 ± 1.25	52.83 ± 0.99	52.87 ± 1.09
	Vertical bas	40.90 ± 1.61	40.62 ± 1.68	40.68 ± 1.85	41.17 ± 1.99	41.10 ± 1.75	41.03 ± 1.63

Tableau 16 : Distances maximales entre le CM et le CP (moyenne et écart-type) selon l'axe vertical et antéro-postérieur (A/P) (normalisées en pourcentage de la taille), pour chaque position de tête (Standard (S), Dorsiflexion (D), Ventriflexion (V)), avec ou sans vision (Yeux ouverts (Y0), Yeux fermés (YF)).

L'ANOVA avec mesures répétées montre un effet principal de la vision, de la tête et de l'interaction vision x tête pour les paramètres de distance CM-CP en M/L (Fig. 41).

Il existe un effet tête ($F=4.52$, $p<0.05$), le test de comparaisons multiples nous montre que la position ventriflexion est différente de standard.

Nous constatons un effet principal de la vision ($F=57.11$, $p<0.01$), le test post-hoc nous révélant que la différence YO/ YF est significative pour tous les positionnements de tête: en l'absence de vision, la distance CM-CP M/L augmente.

Concernant l'effet vision x tête ($F=13.28$, $p<0.001$), le test post-hoc montre que la position en ventriflexion ($M=7.89$) yeux ouverts est significativement différente de la position dorsiflexion ($M=9.05$) et standard ($M=10.79$) avec une distance CM-CP en M/L moins importante. La position dorsiflexion est également différente de la position standard. Par contre, en condition de non vision, une différence significative entre la position ventriflexion ($M=15.93$) et les positions dorsiflexion ($M=12.50$) et standard ($M= 14.39$) est observée, avec cette fois-ci des valeurs plus élevées.

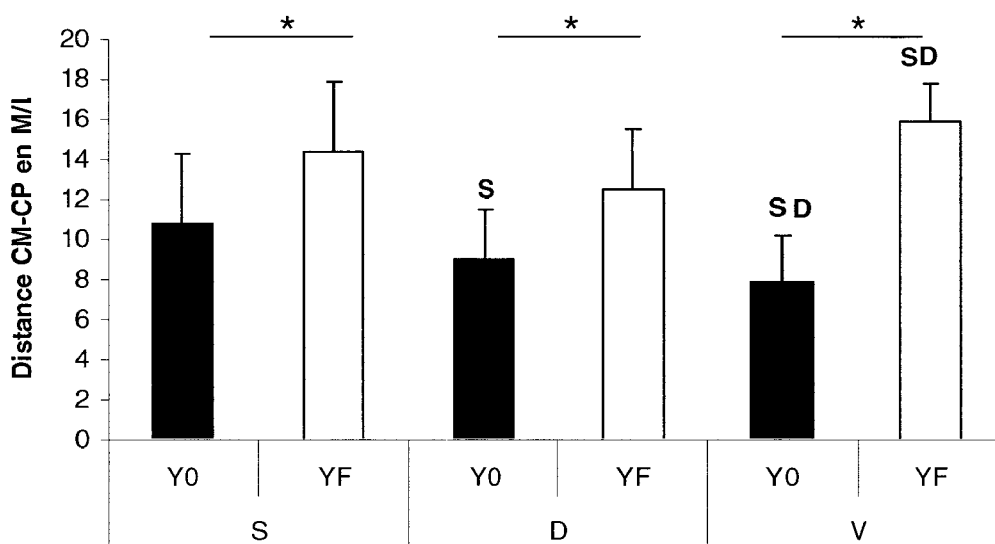


Figure 41 : Distances maximales entre le CM et le CP (moyenne et écart-type) selon l'axe médio-latéral (normalisées en pourcentage de la distance Inter-EIAS) du CM, pour chaque position de tête (Standard (S), Dorsiflexion (D), Ventriflexion (V)), avec ou sans vision (Yeux ouverts (Y0), Yeux fermés (YF)). S= différence significative avec la position standard pour la condition visuelle considérée. D= différence significative avec la position dorsiflexion pour la condition visuelle considérée. *= différence significative entre les conditions visuelles pour la position considérée.

3.1.3. Vitesse du CM

Il n'existe pas d'effet principal de la vision, de la tête et d'interaction vision x tête ($F < 1$) concernant les paramètres de pics de vitesse dans le plan vertical (Tableau 17).

Pic de vitesse (m/s)	YF-D	YF-S	YF-V	Y0-D	Y0-S	Y0-V
Pic vers le bas	-0.29 ± 0.12	-0.30 ± 0.13	-0.32 ± 0.10	-0.28 ± 0.09	-0.32 ± 0.10	-0.30 ± 0.11
Pic vers l'avant	0.89 ± 0.10	0.85 ± 0.09	0.85 ± 0.12	0.93 ± 0.10 *	0.91 ± 0.10 *	0.88 ± 0.09 *
Pic vers le haut	0.60 ± 0.12	0.63 ± 0.14	0.64 ± 0.13	0.60 ± 0.17	0.63 ± 0.12	0.63 ± 0.14

Tableau 17 : *Pics de vitesse (en m/s) du CM (moyenne et écart-type) selon l'axe vertical et antéro-postérieur, pour chaque position de tête (Standard (S), Dorsiflexion (D), Ventriflexion (V)), avec ou sans vision (Yeux ouverts (Y0), Yeux fermés (YF)). *= différence significative avec la condition yeux fermés pour la position considérée.*

Il existe un effet principal de la vision ($F=8.87$, $p < 0.05$) sur le pic de vitesse vers l'avant avec une diminution de ce pic en condition haute, cette diminution étant statistiquement significative pour les trois positions entre les deux conditions de vision yeux ouverts et yeux fermés (Tableau 17).

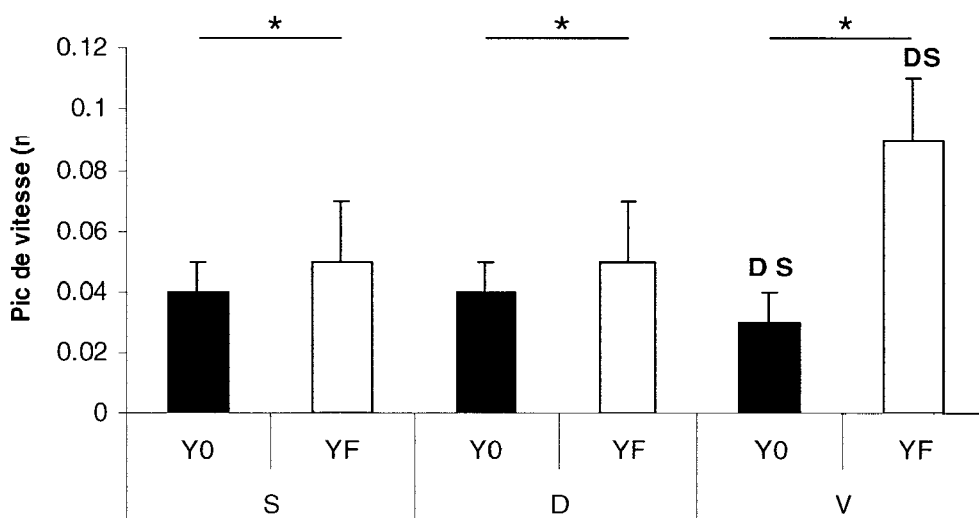


Figure 42 : Pics de vitesse (en m/s) selon l'axe médio-latéral (moyenne et écart-type), pour chaque position de tête (Standard (S), Dorsiflexion (D), Ventriflexion (V)), avec ou sans vision (Yeux ouverts (YO), Yeux fermés (YF)). S= différence significative avec la position standard pour la condition visuelle considérée. D= différence significative avec la position dorsiflexion pour la condition visuelle considérée. *= différence significative entre les conditions visuelles pour la position considérée.

L'ANOVA avec mesures répétées montre un effet principal de la vision et de l'interaction vision x tête sur le pic de vitesse M/L (Fig. 42).

Concernant l'effet de la vision ($F=89.603$, $p<0.01$) sur la valeur du pic de vitesse M/L, le pic de vitesse est différent entre les conditions YO et YF, avec une augmentation de ce pic de vitesse lorsque les yeux sont fermés, et cela, pour l'ensemble des positionnements de tête.

Concernant l'interaction, l'effet vision x tête ($F=10.672$, $p<0.01$) est significatif. Grâce au test de comparaisons multiples, nous constatons que cet effet est principalement dû au fait qu'en position ventriflexion ($M=0.03$), les sujets génèrent des pics moins importants lorsque les yeux sont ouverts, comparativement à lorsqu'ils sont en position de tête standard et dorsiflexion ($M=0.04$, $p<0.05$). Des différences significatives sont également mises en

évidence en condition yeux fermés entre la position ventriflexion ($M=0.09$) et les deux autres positions ($M=0.05$ en standard), le pic de vitesse M/L étant plus important.

4. Discussion et conclusion

Sur une poutre à 1m25 du sol, la modification de la position de la tête, d'une position standard aux positions dorsiflexion et ventriflexion, chez les gymnastes experts réalisant un mouvement acrobatique de renversement, résulte en une diminution sur l'axe médio-latéral des déplacements du CM et de la distance maximale CM-CP atteinte lors de l'appui manuel. Ces modifications indiquent une stratégie de contrôle latéral permettant de maintenir la ligne de progression à l'intérieur de la base du support et d'éviter un moment du poids latéral excessif pouvant amener à une chute latérale.

Il est intéressant de constater qu'un contrôle conservatif apparaît alors que la difficulté augmente en plaçant la tête en dorsiflexion et ventriflexion (Asseman et Gahéry, 2005). Ce contrôle se traduit par une régulation plus fine dans l'axe M/L comparativement à la position standard avec des déplacements médio-latéraux du CM réduits (baisse atteignant 35% de l'amplitude des déplacements par rapport à la position standard, représentant une moyenne de 8mm), ainsi qu'une diminution de la distance maximale CM-CP (diminution de 27% soit environ 8mm). Une diminution de la vitesse en position ventriflexion est également établie (diminution de 40%) comparativement à cette position standard. La complexité croissante de la tâche, due aux positions extrêmes de la tête, impliquerait de la part des gymnastes une utilisation toute particulière de leurs potentialités perceptivo-motrices pour assurer la réalisation de la tâche donnée de manière la plus « sécuritaire », amenant une plus grande marge de protection contre la chute.

Concernant le retrait des afférences visuelles, quel que soit le positionnement de la tête retenu, il est constaté qu'occulter la vision des gymnastes amène à une augmentation des déplacements médio-latéraux du CM (augmentation de 28% en position standard soit 7mm en moyenne), de la vitesse du CM (augmentation en position standard de 20%) et de la distance maximale CM-CP (augmentation de 28% en position standard, représentant 10mm en moyenne), mais aussi à une diminution du pic de vitesse du CM vers l'avant (diminution de 7% en position standard représentant 0.008m/s). Diminuer le pic de vitesse vers l'avant permettrait de terminer le mouvement en toute sécurité en évitant notamment une chute vers l'avant.

Lorsque l'on combine la modulation du positionnement de la tête au retrait de la vision, les déplacements médio-latéraux du CM augmentent significativement lorsque les yeux sont fermés, quel que soit le positionnement de tête, et de manière plus importante en position de ventriflexion. Un effet inverse apparaît donc lors de la modulation du positionnement de la tête en absence de vision, comparativement à la condition de vision totale. Les sujets ne sont plus en mesure de mettre en place le contrôle conservatif, établi lorsque la vision est disponible.

L'augmentation de l'instabilité M/L, traduite par l'augmentation des déplacements du CM, de la vitesse et de la distance maximale CM-CP, en absence de vision montre que les informations visuelles sont essentielles pour le contrôle de l'équilibre dynamique à la poutre. Bien que les gymnastes soient habituées à évoluer dans des situations appauvries en informations visuelles, nos résultats, qui suggèrent que les informations visuelles sont prépondérantes pour contrôler le mouvement, confirment ceux de Roberston et Elliott (1996a) lors de leur étude à la poutre basse ou ceux de Carpenter et al. (1999) sur l'étude de la position statique en situation élevée. Carpenter et al. (1999) soulignent en effet une augmentation de l'instabilité, avec une augmentation de la RMS du CP chez les sujets lorsque la vision n'est pas disponible. Si certains auteurs émettent le fait que les gymnastes semblent moins dépendants des entrées visuelles que des athlètes non-entraînés (Danion et al. 2000; Golomer et al. 1997; Robertson et al. 1994) et sauraient mieux que les autres comment faire face à l'absence de vision (Vuillerme, 2001a), il semble qu'à la poutre les gymnastes ne seraient pas capables de compenser complètement l'absence de vision en s'appuyant sur les autres modalités sensorielles disponibles (somesthésiques, vestibulaires). Même chez ces sujets experts, les informations somesthésiques et vestibulaires seules ne seraient pas suffisantes pour réaliser une performance similaire en condition visuelle totale, comme le suggère déjà Fleishmann et Rich (1963).

S'il existe des résultats contradictoires dans la littérature concernant comment la performance des gymnastes est affectée par la suppression de la vision (Graydon et Townsend, 1984), l'étude de tâches gymniques complexes montre que ces entrées visuelles sont prépondérantes; Bardy et Laurent (1998), ainsi que Rézette (1985), indiquent bien que les gymnastes ont besoin de la vision pour contrôler leur mouvement de façon optimale. Plus spécifiquement, l'importance de la vision chez les gymnastes en position statique d'appui tendu renversé, se rapprochant de notre mouvement de renversement étudié, est mis en évidence par différents

auteurs (Clément et Rézette, 1985; Clément et al. 1988; Pozzo et Clément, 1988). De ce fait, nous pouvons envisager pour notre étude, que l'ancrage visuel sur l'engin permettrait des ajustements visuo-manuels ou visuo-pédestres et pourrait contribuer à mieux préparer le système musculo-squelettique au contrôle de l'équilibre. Ainsi, les gymnastes seraient plus à même de contrôler le moment du poids (représenté par la distance CM-CP lors de l'appui manuel) en présence de la vision. De plus, la proximité des yeux vers la poutre lors de la position d'appui renversé sur les mains autoriserait une prise d'information visuelle intéressante, Paulus et al. (1984) montrant une meilleure stabilité des sujets à mesure que la distance tête-cible diminue. Les gymnastes sélectionneraient donc prioritairement ces informations visuelles.

Un autre élément d'explication consiste à prendre en compte la relation entre la difficulté du mouvement réalisé et la vision. Certains auteurs ont montré que le rôle de la vision sur le maintien postural est dépendant de la difficulté de la tâche (Crémieux et al. 1994; Vuillerme et al. 2001a), la vision étant déterminante pour maintenir des postures difficiles. Dans la continuité de ces études, Day et al. (1993), montrent chez des non-sportifs, une relation linéaire entre la difficulté de maintien postural bipédique et le rôle de la vision. En augmentant la difficulté du maintien par une variation de l'écartement des pieds et en modifiant la vision (yeux ouverts versus yeux fermés), il ressort que plus l'écartement des pieds est réduit et plus les performances posturales des sujets sont altérées par la fermeture des yeux. Ainsi, les entrées visuelles seraient encore plus effectives pour la stabilité des sujets sur des surfaces d'appui réduites, telle que la poutre.

Concernant la modulation de la position de la tête, en conditions yeux fermés, les différences obtenues entre la position ventriflexion par rapport à la position dorsiflexion et standard vont dans le sens des résultats d'Asseman et Gahéry (2005). Ils montrent, lors de l'étude en position statique d'appui tendu renversé, que la position ventriflexion est plus difficile à maintenir que les positions standard et dorsiflexion. Pour ces auteurs, les différences obtenues entre les positionnements de tête peuvent s'expliquer notamment par l'influence prépondérante des afférences cervicales, d'après ce que l'on connaît des autres systèmes sensoriels (afférences otolithiques) susceptibles d'être impliqués, en particulier lors de la position renversée. L'importance des réflexes cervicaux pour la stabilisation de la posture en ATR a déjà été suggérée de manière théorique par Fukuda (1984). Le rôle des réflexes labyrinthiques et cervicaux était également une des hypothèses de Clément et Rézette (1985). La différence entre la position ventriflexion et les autres positions serait lié aux réflexes

toniques du cou, la position dorsiflexion engendrant par la mise en jeu de ces réflexes toniques, une extension des membres, alors que la position la plus perturbante (ventriflexion) engendrerait une flexion des membres. Cette activité musculaire aiderait les bras à supporter le poids de corps et permettrait de rendre plus facile le maintien de la position verticale du corps.

Lorsque la vision est disponible, le fait que les déplacements M/L du CM, la distance maximale CM-CP et la vitesse diminuent de manière significativement plus importante en condition ventriflexion, que dans les deux autres positions de tête, peut nous laisser suggérer que les afférences myo-articulaires du rachis cervical principalement, ne soient pas prépondérants pour le contrôle de l'équilibre du corps lors de la réalisation du mouvement de renversement en poutre haute. En effet, lorsque la difficulté augmente en ventriflexion, les sujets parviennent à réguler plus finement leur équilibre malgré l'altération des afférences liée à cette position extrême de la tête, et ceci en vue d'éviter le déséquilibre latéral. La disponibilité des informations visuelles joue par contre un rôle significatif pour déterminer comment les participants sont influencés par la hauteur, le contrôle n'étant pas réalisé en condition de non vision. Nos résultats pourraient aller dans le sens des travaux de Carpenter et al. (1999). Lorsque la vision est disponible, une diminution de l'instabilité (traduite par les déplacements du CP) est observée chez les sujets placés sur une plate-forme élevée comparativement à une plate-forme non surélevée. Ces changements ne sont pas observés lorsque la vision est enlevée, avec un effet inverse d'augmentation de l'instabilité en condition élevée.

Il est étonnant que l'ensemble des gymnastes soient parvenues à réaliser le mouvement dans l'ensemble des conditions et que des modifications apparaissent principalement sur l'axe médio-latéral. Nous nous attendions à un nombre important de chutes face aux situations proposées aux sujets. Cela nous amène à nous interroger sur le rôle prépondérant d'autres informations telles que les informations tactiles, qui semblent être des informations importantes pour la régulation de l'équilibre. Marin (2004) constate que les gymnastes sont en mesure de mieux compenser que des non-gymnastes l'absence d'informations visuelles lors d'une activité locomotrice dès que les postures deviennent de plus en plus difficiles à contrôler. Il propose que les gymnastes seraient en mesure d'utiliser d'autres systèmes sensoriels de façon plus performante que les autres sportifs pour contrôler leur équilibre et que la différence provienne d'une utilisation particulière des informations proprioceptives. Les informations tactiles de la position des pieds et des mains sur la poutre pourraient être

probablement des sources importantes à cet agrès. Ainsi, Bringoux et al. (2000) soulignent que les entrées somesthésiques (recouvrant l'ensemble de la sensibilité tactile et proprioceptive) seraient plus informatives que les entrées vestibulaires pour la perception du corps. Par exemple, comme suggéré par Asseman (2004), les informations apportées par les récepteurs cutanés de la face palmaire de la main seraient des informations déterminantes dans le contrôle de l'équilibre lors de la phase d'appui manuel, et qui pourraient contribuer à la régulation de la distance CM-CP atteinte lors de cette phase d'appui dans notre étude. Selon Johansson et ses collaborateurs (1978; 1979; 1980), chez des sujets non gymnastes, les récepteurs de la main seraient 20 à 30 fois plus sensibles aux variations que ceux de la sole plantaire. En outre, le fait que les gymnastes soient habitués à se mouvoir sur les mains, peut laisser supposer que cette sensibilité, tournée vers des entrées sensorielles plus fines et rapides, est accrue chez ces sportifs comparativement à d'autres sportifs ou sédentaires.

En conclusion, à partir de la modification de la position de la tête et de la condition visuelle, nous avons établi une modification des mouvements du CM et de l'interaction CM-CP, permettant de nous apporter des premiers éléments de réponse quant à l'implication respective des afférences sensorielles dans le contrôle de l'équilibre à la poutre à hauteur réglementaire chez les gymnastes réalisant des mouvements acrobatiques. Si un contrôle conservatif a été établi lorsque la difficulté augmentait en plaçant la tête en dorsiflexion et ventriflexion, se traduisant par une régulation plus fine des mouvements du CM, et de son interaction avec le CP, sur l'axe médio-latéral, le rôle prépondérant des afférences visuelles a été souligné.

Synthèse

Cette étude présentait pour objectif d'évaluer dans quelle mesure, la modulation des entrées visuelles et du positionnement de la tête, influait sur le contrôle de l'équilibre des gymnastes lors de la réalisation de mouvements acrobatiques en poutre de compétition. Un groupe de sept gymnastes expertes prenait part à l'étude. La tâche consistait à réaliser le mouvement de renversement vers l'avant dans six conditions expérimentales où différents positionnements de la tête (standard, dorsiflexion et ventriflexion) et conditions visuelles (yeux ouverts et yeux fermés) étaient combinés.

Les résultats soulignaient qu'un contrôle conservatif apparaissait alors que la difficulté augmentait en plaçant la tête en dorsiflexion et ventriflexion. Ce contrôle se traduisait par une régulation plus fine des mouvements du CM, et de sa séparation d'avec le CP, dans l'axe médio-latéral, comparativement à la position standard. Par contre, il a été constaté qu'occulter la vision des gymnastes amenait à une augmentation des déplacements médio-latéraux du CM, de sa vitesse et de la distance maximale CM-CP, mais aussi à une diminution du pic de vitesse du CM vers l'avant. Lorsque l'on combinait la modulation du positionnement de la tête au retrait de la vision, ces paramètres augmentaient significativement lorsque les yeux étaient fermés quelque soit le positionnement de tête, et de manière plus importante en position de ventriflexion. Les sujets n'étaient plus en mesure de mettre en place ce contrôle conservatif établi lorsque la vision était disponible. Les résultats ont révélé le rôle prépondérant des informations visuelles pour le contrôle de l'équilibre du corps à la poutre.



Conclusion et perspectives

L'objectif de notre travail était d'apporter des premiers éléments de compréhension au problème de l'équilibre des gymnastes à la poutre. Notre attention s'est portée sur les mouvements acrobatiques de renversement, mouvements fondamentaux dans la réalisation de la performance gymnique et qui permettent, par une succession d'appuis pédestre et manuel, d'amener le corps d'une position debout à une position renversée sur les mains. Pour la mise en place de nos études, il a fallu surmonter la difficulté liée à l'instrumentation de la poutre, nouveau moyen d'étude permettant l'évaluation de la gymnaste à l'agrès. Il s'agissait d'incorporer dans cet agrès des plates-formes, permettant de recueillir non seulement les efforts externes au niveau des appuis pédestres mais aussi au niveau des appuis manuels.

Le premier chapitre, loin d'être exhaustif, s'est focalisé dans un premier temps sur l'équilibre et sa régulation lors du mouvement. La revue de bibliographie a fait apparaître que les mouvements du CM, en interaction avec ceux du CP, constituent des indicateurs pertinents pour évaluer l'équilibre dynamique, ce qui nous a conduit à retenir ces paramètres dans nos études. En outre, celle-ci a révélée le manque de travaux ayant porté sur les mouvements gymniques à la poutre, aucune étude à notre connaissance ne s'étant déjà attachée à investiguer l'équilibre des gymnastes féminines lors de la réalisation de mouvements acrobatiques à cet agrès, et ce, bien que son contrôle s'avère déterminant dans la performance, comme nous l'avons précisé.

Au regard de ce constat, le deuxième chapitre a présenté la méthodologie expérimentale permettant de recueillir des données pertinentes, afin de répondre aux objectifs de la recherche. Le dispositif expérimental se composait du système optoélectronique et de la poutre instrumentée. Une des contributions de cette thèse concerne l'obtention de données nouvelles en gymnastique que représentent les efforts externes développés à la poutre.

La méthodologie expérimentale présentée, est alors apparue pour nous la nécessité d'approfondir notre connaissance des mouvements fondamentaux de renversement avant et arrière. L'objectif du troisième chapitre a été de caractériser ces mouvements de renversement à partir des paramètres cinématiques et dynamiques. En dégagant ces paramètres, les spécificités des différentes phases du mouvement ont pu être établies. La nécessité de doser les forces, de réguler les vitesses, et de contrôler les mouvements du CM, en interaction avec ceux du CP, de manière très différente selon les trois axes, a été soulignée.

En s'appuyant sur une population composée de gymnastes expertes réalisant les mouvements de renversement sur la poutre instrumentée, les études qui ont suivi se sont focalisées sur les mouvements du CM, et son interaction avec le CP, pour investiguer l'équilibre de la gymnaste.

Un premier travail à amener les gymnastes à exécuter les mouvements de renversement avant et arrière sur une poutre basse d'entraînement puis à hauteur réglementaire, nous permettant d'appréhender l'effet de la hauteur sur l'équilibre des ces sportives habituées à se mouvoir en altitude. Nos résultats ont souligné un contrôle conservatif du mouvement avec une régulation plus fine des mouvements du CM, et de son interaction avec le CP, principalement sur l'axe médio-latéral, lorsque les gymnastes étaient placées en poutre haute réglementaire, et ce, pour le mouvement réalisé vers l'arrière.

A partir de cette étude, les résultats différents obtenus entre les deux mouvements de renversement nous ont amenés à nous interroger sur l'effet de la position de la tête (dorsiflexion, standard, ventriflexion) et de la condition visuelle (vision versus non-vision) sur le contrôle de l'équilibre. Cette étude nous a permis d'apporter des premiers éléments de compréhension concernant l'implication relative des afférences sensorielles dans le contrôle de l'équilibre à la poutre. S'il a été mis en évidence qu'un contrôle conservatif apparaissait alors que la difficulté augmentait en plaçant la tête en dorsiflexion et ventriflexion, poussant ces sportives à réguler plus finement les mouvements du CM, et de son interaction avec le CP, sur l'axe médio-latéral, les résultats ont notamment révélé que les informations visuelles étaient prépondérantes pour contrôler l'équilibre du corps à la poutre.

Nos premières investigations sont susceptibles d'apporter des premiers éclaircissements sur les mécanismes de contrôle de l'équilibre du corps lors du mouvement réalisé à la poutre. De nombreux points méritent d'être approfondis dans notre travail, la contribution se voulant à l'heure actuelle, modeste, au regard de l'ampleur de la problématique. Si notre travail à appréhender l'influence d'un facteur environnemental (la hauteur) ou encore les contributions sensorielles chez ces sujets experts réalisant des mouvements acrobatiques, un grand travail doit encore être mené pour déterminer quels

composants du contrôle de l'équilibre à la poutre peuvent être attribués aux facteurs psychologiques et ceux d'origine physiologique (Carpenter et al. 1999; Maki et al. 1991).

Différents éléments peuvent être envisagés à l'issue du travail :

- Etendre notre travail à une population plus importante et à des sujets de niveaux d'expertise variés, afin de mettre en relation nos résultats avec l'expertise du sujet. Des gymnastes novices ont déjà pris part à nos deux d'expérimentations.
- L'ensemble du travail réalisé concerne le mouvement une fois le sujet « lancé ». Il serait intéressant d'étendre notre travail à la phase dynamique précédent le mouvement intentionnel (Nouillot et Natta, 2004).
- Des investigations futures pourraient être mise en place afin d'appréhender la contribution d'autres afférences dans le contrôle de l'équilibre à la poutre, le rôle des informations tactiles ayant été soulevé dans notre travail.
- Une évaluation de l'activité électrodermale pourrait nous permettre de rendre compte d'un certain niveau d'anxiété face à l'augmentation de la hauteur de la poutre chez nos sujets. Il serait également envisageable d'évaluer les ressources attentionnelles lors du mouvement (Gage et al. 2003; McIlroy et Maki, 1996, Vuillerme et Nougier, 2004).

La mise en relation, avec d'autres données à disposition, s'avère essentielle pour « mieux comprendre » la gestuelle de la gymnaste. Par conséquent, la perspective principale est de poursuivre notre analyse détaillée, avec d'autres paramètres. Elle comprend, outre une étude approfondie des contributions segmentaires à la quantité de mouvement globale, l'étude du paramètre de moment cinétique qui relate l'évolution des rotations dans les 3 dimensions de l'espace.

D'autres perspectives persistent. Des perspectives de recherches proposent des améliorations visant principalement à accroître la précision des résultats. Concernant la démarche expérimentale employée, même s'il ressort de la validation une bonne adéquation entre les estimations des forces externes issues des plates-formes et des données cinématiques, données hétérogènes obtenues avec des systèmes d'acquisition différents, il reste quelques sources d'imprécisions qui pourraient être atténuées. Comme nous l'avons émis, affiner le modèle anthropométrique semble l'élément à envisager en premier lieu pour améliorer la précision de nos données. La création d'un modèle anthropométrique, adapté à notre population, nous paraît primordial au regard de la spécificité de nos sportives. Les gymnastes féminines de haut niveau sont en effet très jeunes, très légères, très courtes et très ectomorphes, ces caractéristiques physiques étant adaptées aux exigences biomécaniques de la performance acrobatique (Jemni et al. 2001). Un travail a déjà été entrepris (Leboucher et al. 2006), permettant la création d'un premier modèle anthropométrique adapté aux gymnastes féminines de haut niveau. Un groupe de 30 gymnastes féminines, de niveau national minimum, a ainsi déjà pu prendre à cette étude, permettant la création d'une base de données géométriques et inertielles de ces sportives. Les données ont été obtenues à partir de mesures prélevées sur la gymnaste, d'un système de mesure optique et d'un logiciel de calcul numérique. La méthode photogrammétrique d'obtention de paramètres segmentaires a ainsi été utilisée (Fig. 43). Elle consistait en la prise de plusieurs clichés et en la reconstruction géométrique des contours extérieurs du sujet à analyser (Jensen, 1978). Si l'étude montre l'homogénéité d'un groupe de gymnastes féminines en terme de morphotype, les données individuelles ont servi à réaliser un premier modèle statistique (You et Ryu, 2005). A l'heure actuelle, il persiste une faiblesse de la méthode quant à l'estimation des volumes des mains et des pieds.

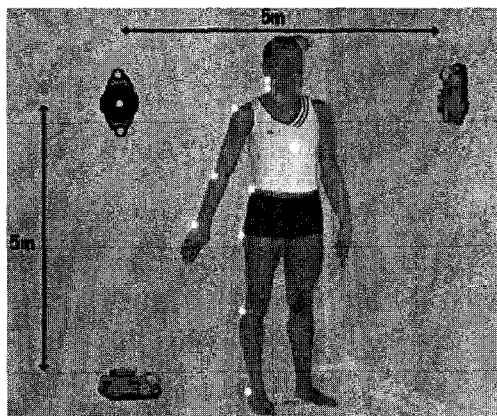
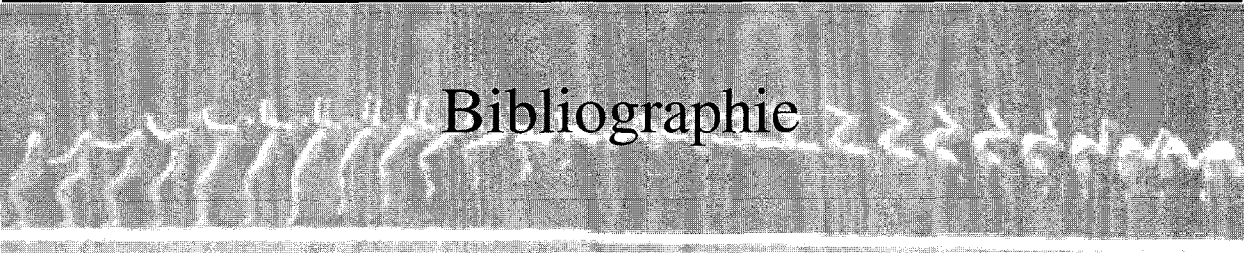


Figure 43 : Application de la méthode photogrammétrique sur une population de gymnastes féminines de haut niveau (d'après Leboucher, 2006).

Dans le domaine de l'entraînement, la méthodologie expérimentale mise en place ouvre également de nombreuses perspectives, en permettant l'accès à des données encore inaccessibles à ce jour pour l'entraîneur. A plus long terme, l'instrumentation devrait ainsi pouvoir venir aider cette communauté d'entraîneurs, les paramètres dynamiques obtenus, conjointement aux indicateurs cinématiques, s'avérant être des indicateurs pertinents du geste sportif. Leur exploitation pourrait nous permettre de mieux cerner les paramètres discriminants de la performance et de dépasser les savoirs de référence (Martinand, 1994) issus de la littérature pédagogique, notamment les analyses dites techniques largement diffusées par les leaders de théories didactiques (Robin, 1998). L'accès aux forces et moments articulaires via la dynamique inverse (Allard et Blanchi, 2000; Barbier, 1994; Winter, 1990) s'avèrerait également riche dans la quête de minimisation des traumatismes articulaires.

Dans la continuité du travail amorcé, l'approfondissement du type d'étude qui a été menée peut en outre contribuer à la diffusion de nouvelles connaissances relatives à l'exécution et à l'apprentissage d'acrobaties à la poutre. Nos résultats peuvent ainsi nous amener à nous interroger sur l'intérêt d'un entraînement intensif en poutre basse pour les gymnastes expertes maîtrisant déjà parfaitement une acrobatie, sachant que celles-ci semblent s'organiser différemment lorsque la poutre est placée à hauteur réglementaire?



Bibliographie

- Abdel-Aziz, Y.I., & Karara, H.M. (1971). Direct linear transformation from comparator coordinates into object space coordinates in close-range photogrammetry. *Proceedings of the American Society of Photogrammetry Symposium on Close-Range Photogrammetry* (pp. 1-18). Urbana, Illinois.
- Adkin, A.L., Frank, J.S., Carpenter, M.G., & Peysar, G.W. (2000). Postural control is scaled to level of postural threat. *Gait and Posture*, 12, 87-93.
- Adkin, A.L., Frank, J.S., Carpenter, M.G., & Peysar, G.W. (2002). Fear of falling modifies anticipatory postural control. *Experimental Brain Research*, 143, 160-170.
- Allard, P., & Blanchi, J.P. (2000). *Analyse du mouvement humain par la biomécanique*. Paris: Vigot.
- André-Thomas, A. (1940). *Équilibre et équilibration*. Paris: Masson.
- Andriacchi, T., & Hurwitz, D.E. (1997). Gait biomechanics and the evolution of total joint replacement. *Gait and Posture*, 5, 256-264.
- Asseman, F. (2004). *Etude du transfert d'habiletés chez des gymnastes experts dans différents maintiens posturaux*. Thèse de doctorat, Université du Sud Toulon-Var, Toulon.
- Asseman, F., & Gahéry, Y. (2005). Effect of head position and visual condition on balance control in inverted stance. *Neuroscience Letters*, 375, 134-137.
- Baca, A. (1996). Precise determination of anthropometric dimensions by means of image processing methods for estimating human body segment parameter values. *Journal of Biomechanics*, 29, 563-567.
- Baker, R. (2006). Gait analysis methods in rehabilitation. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 3(4).
- Balter, S.G., Stokroos, R.J., Akkermans, E., & Kingma, H. (2004a). Habituation to galvanic vestibular stimulation for analysis of postural control abilities in gymnasts. *Neuroscience Letters*, 366, 71-75.
- Balter, S.G., Stokroos, R.J., Eterman, R.M., Paredis, S.A., Orbons, J., & Kingma, H. (2004b). Habituation to galvanic vestibular stimulation. *Acta Otolaryngologica*, 124, 941-945.
- Barbier, F. (1994). *Modélisation biomécanique du corps humain et analyse de la marche normale et pathologique : application à la rééducation*. Thèse de doctorat, Université de Valenciennes et du Hainaut Cambrésis, Valenciennes.
- Bardy, B.G., & Laurent, M. (1998). How is body orientation controlled during somersaulting? *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 24, 963-977.
- Barra, J., Bray, A., Sahni, V., Golding, J.F., & Gresty, M.A. (2006). Increasing cognitive load with increasing balance challenge: recipe for catastrophe. *Experimental Brain Research*, 174, 734-745.
- Begon, M. (2006). *Analyse et simulation tridimensionnelle de mouvements cycliques sur un ergomètre spécifique au kayak*. Thèse de doctorat, Université de Poitiers, Poitiers.
- Begon, M., & Lacouture, P. (2005a). Modélisation anthropométrique pour une analyse mécanique du geste sportif, partie 1 : modèles, leurs caractéristiques et leur validation. *Science et Motricité*, 54, 12-33.
- Begon, M., & Lacouture, P. (2005b). Modélisation anthropométrique pour une analyse mécanique du geste sportif, partie 2 : estimation des centres articulaires et détermination de la cinématique du squelette. *Science et Motricité*, 55, 36-60.

Blais, L., & Trilles, F. (2004). Analyse mécanique comparative d'une même projection de judo : seoi nage, réalisée par cinq experts de la Fédération Française de Judo. *Science et Motricité*, 51, 49-68.

Bles, W., Kapteyn, T., Brandt, T., & Arnold, F. (1980). The mechanism of physiological height vertigo. II. Posturography. *Acta Otolaryngologica*, 89, 534-540.

Bonnet, C., & Lestienne, F. (2003). *Percevoir et produire le mouvement*. Paris: Armand Colin.

Bouisset, S. (2002). *Biomécanique et physiologie du mouvement*. Paris: Masson.

Brandt, T., Arnold, F., Bles, W., & Kapteyn, T.S. (1980). The mechanisms of physical height vertigo. I. Theoretical approach and psychophysics. *Acta Otolaryngologica*, 89, 513-523.

Brandt, T., Paulus, W., & Straube, A. (1986). Vision and posture. In W. Bles, & T. Brandt (Eds.), *Disorders of posture and gait* (pp.157-175). Amsterdam: Elsevier.

Brenière, Y. (1996). Why we walk the way we do? *Journal of Motor Behavior*, 28, 291-298.

Brenière, Y., Do, M.C., & Bouisset, S. (1987). Are dynamic phenomena prior to stepping essential to walking? *Journal of Motor Behavior*, 19, 62-76.

Bringoux, L., Marin, V., Nougier, V., Barraud, P.A., & Raphel, C. (2000). Effects of gymnastics expertise on the perception of body orientation in the pitch dimension. *Journal of Vestibular Research*, 10, 251-258.

Bringoux, L., Nougier, V., Marin, L., Barraud, P.A., Raphel, C. (2001). Implications vestibulaires et somesthésiques dans la perception de l'orientation statique du corps dans l'espace. *Actes du IX^{ème} Congrès International des Chercheurs en Activités Physiques et Sportives*. Valence, France.

Brown, E., Witten, W., Weise, M., Espinoza, D., Wisner, D., Learman, J. & Witten, C. (1996). Attenuation of ground reaction forces in salto dismounts from the balance beam. In T. Bauer (Ed.), *Proceedings of the XIIIth International Symposium on Biomechanics in Sports* (pp. 336-338). Thunder Bay, Ontario: Lakehead University.

Brown, L.A., Doan, J.B., McKenzie, N.C., & Cooper, S.A. (2006). Anxiety-mediated gait adaptations reduce errors of obstacle negotiation among younger and older adults: implications for fall risk. *Gait and Posture*, 24, 418-423.

Brown, L.A., & Frank, J.S. (1997). Postural compensations to the potential consequences of instability: kinematics. *Gait and Posture*, 6, 89-97.

Brown, L.A., Gage, W.H., Polych, M.A., Sleik, R.J., & Winder, T.R. (2002a). Central set influences on gait: age-dependent effects of postural threat. *Experimental Brain Research*, 145, 286-296.

Brown, L.A., Sleik, R.J., Polych, M.A., Gage, W.H. (2002b). Is the prioritization of postural control altered in conditions of postural threat in younger and older adults? *Journals of Gerontology: Series A, Biological Sciences and Medical Sciences*, 57, M785-M792.

Browne, J., & O'Hare N. (2000). A quality control procedure for force platforms. *Physiological Measurement*, 21, 515-524.

Brüggemann, G.P. (1994). Biomechanics of gymnastic techniques. In R. Nelson, & V. Zatsiorsky (Eds.), *Sport Science Review* (Vol. 3, pp. 79-120). Champaign, IL: Human Kinetics.

- Cappozzo, A., Cappello, A., Della Croce, U., & Pensalfini, P. (1997). Surface-marker cluster design criteria for 3-D bone movement reconstruction. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, *44*, 1165-1174.
- Caron, O., Faure, B., & Brenière Y. (1997). Estimating the center of gravity of the body on the basis of the center of pressure in standing posture. *Journal of Biomechanics*, *30*, 1169-1171.
- Carpenter, M.G., Frank, J.S., & Silcher, C.P. (1999). Surface height effects on postural control: a hypothesis for a stiffness strategy for stance. *Journal of Vestibular Research*, *9*, 277-286.
- Carpenter, M.G., Frank, J.S., Silcher, C.P., & Peysar, G.W. (2001). The influence of postural threat on the control of upright stance. *Experimental Brain Research*, *138*, 210-218.
- Carrasco, R. (1972). *Essai de systématique d'enseignement de la gymnastique aux agrès*. Paris: Vigot.
- Chèze, L. (2005). *Analyse du mouvement*. Cours de biomécanique.
- 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.
- Chong, R.K., Jones, C.L., & Horak, F.B. (1999). Postural set for balance control is normal in Alzheimer's but not in Parkinson's disease. *Journals of Gerontology: Series A, Biological Sciences and Medical Sciences*, *54*, M129-M135.
- Chou, L.S., Kaufman, K.R., Brey, R.H., Draganich, L.F. (2001). Motion of the whole body's center of mass when stepping over obstacles of different heights. *Gait and Posture*, *13*, 17-26.
- Chou, L.S., Kaufman, K.R., Walker-Rabatin, A.E., Brey, R.H., & Basford, J.R. (2004). Dynamic instability during obstacle crossing following traumatic brain injury. *Gait and Posture*, *20*, 245-254.
- Clément, G., Pozzo, T., & Berthoz, A. (1988). Contribution of eye positioning to control of the upside-down standing posture. *Experimental Brain Research*, *73*, 569-576.
- Clément, G., & Rézette, D. (1985). Motor behavior underlying the control of an upside-down vertical posture. *Experimental Brain Research*, *59*, 478-484.
- Collet, C. (2002). *Mouvements et cerveau. Neurophysiologie des activités physiques et sportives*. Bruxelles: De Boeck.
- Collins, J.J., & DeLuca, C.J. (1993). Open-loop and closed-loop control of posture: a random-walk analysis of center-of pressure-trajectories. *Experimental Brain Research*, *95*, 308-318.
- Corriveau, H., Hébert, H., Prince, F., & Raïche, M. (2000). Intrasession reliability of the "center of pressure minus center of mass" variable of postural control in the healthy elderly. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *81*, 45-47.
- Corriveau, H., Hébert, R., Prince, F., & Raïche, M. (2001). Postural control in the elderly: an analysis of test-retest and interrater reliability of the COP-COM variable. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *82*, 80-85.
- Corriveau, H., Hébert, R., Raïche, M., Dubois, M.F., Prince, F. (2004). Postural stability in the elderly: empirical confirmation of a theoretical model. *Archives of Gerontology and Geriatrics*, *2*, 163-177.

Cottyn, J., De Clercq, D., Pannier, J.L., Crombez, G., & Lenoir, M. (2006). The measurement of competitive anxiety during balance beam performance in gymnasts. *Journal of Sports Sciences*, 24, 157-164.

Crémieux, J., & Mesure, S. (1992). Équilibre postural statique et pratique de la danse ou du judo. In M. Laurent, J.F. Marini, R. Pfister, & P. Therme (Eds.), *Recherche en Activités Physiques et Sportives III* (pp. 275-291). Paris: Actio.

Crémieux, J., Mesure, S., & Amblard, B. (1994). Does the role vision increase with the difficulty of the postural task? In K. Tagushi, M. Igarashi, & S. Mori (Eds.), *Vestibular and neural front* (pp. 267-270). Amsterdam: Elsevier.

Cumming, R.G., Salkeld, G., Thomas, M., & Szonyi, G. (2000). Prospective study of the impact of fear of falling on activities of daily living, SF-36 scores, and nursing home admission. *Journals of Gerontology: Series A, Biological Sciences and Medical Sciences*, 55, M299-M305.

Danion, F., Boyadjian, A., & Marin, L. (2000). Control of locomotion in expert gymnasts in the absence of vision. *Journal of Sports Sciences*, 18, 809-814.

Day, B.L., Steiger, M.J., Thompson, P.D., & Marsden, C.D. (1993). Effect of vision and stance width on human body motion when standing: implications for afferent control of lateral sway. *Journal of Physiology*, 469, 479-499.

Debu, B., & Woollacott, M. (1988). Effects of gymnastics training on postural responses to stance perturbations. *Journal of Motor Behavior*, 20, 273-300.

De Leva, P. (1996). Adjustment to Zatsiorski-Seluyanov's segment inertia parameters. *Journal of Biomechanics*, 29, 1221-1230.

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.

Diener, H.C., Dichgans, J., Bacher, M., & Gompf, B. (1984a). Quantification of postural sway in normals and patients with cerebellar diseases. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 57, 134-142.

Diener, H.C., Dichgans, J., Guschlbauer, B., & Bacher, M. (1986). Role of visual and static vestibular influences on dynamic posture control. *Human Neurobiology*, 55, 105-113.

Diener, H.C., Dichgans, J., Guschlbauer, B., & Mau, H. (1984b). The significance of proprioception on postural stabilization as assessed by ischemia. *Brain Research*, 296, 103-109.

Diener, H.C., Horak, F.B., & Nashner, L.M. (1988). Influence of stimulus parameters on human postural responses. *Journal of Neurophysiology*, 59, 1888-1905.

Di Russo, F., Pitzalis, S., & Spinelli, D. (2003). Fixation stability and saccadic latency in elite shooters. *Vision Research*, 43, 1837-1845.

Ehara, Y., Fujimoto, H., Miyazaki, S., Mochimaru, M., Tanaka, S., & Yamamoto, S. (1997). Comparison of the performance of 3D camera systems II. *Gait and Posture*, 5, 251-255.

Fédération Française de Gymnastique (1997). *Mémento Technique*.

Fédération Internationale de Gymnastique (2007). *Code of Points for Women Artistic Gymnastics*.

Fédération Internationale de Gymnastique (2006). *Normes des engins*.

Fitzpatrick, R., & McCloskey, D.I. (1994a). Proprioceptive, visual and vestibular thresholds for the perception of sway during standing in humans. *Journal of Physiology*, 478, 173-186.

Fitzpatrick, R., Rogers, D.K., & McCloskey, D.I. (1994b). Stable human standing with lower-limb muscle afferents providing the only sensory input. *Journal of Physiology*, 480, 395-403.

Fleishman, E.A., & Rich, S. (1963). Role of kinesthetic and spatial-visual abilities in perceptual-motor learning. *Journal of Experimental Psychology*, 66, 6-11.

Frossard, L., Aissaoui, R., Lachance, R., Allard, P., & Duhaime, M. (1996). Rôle du travail des forces internes lors du transfert de poids durant la marche des amputés fémoraux. *Science et Motricité*, 29-30, 41-47.

Fukuda, T. (1984). *Statokinetic reflexes in equilibrium and movement*. Tokyo: University of Tokyo Press.

Gage, W.H., Sleik, R.J., Polych, M.A., McKenzie, N.C., & Brown, L.A. (2003). The allocation of attention during locomotion is altered by anxiety. *Experimental Brain Research*, 150, 385-394.

Ganzin, M. (1998). Fiche ABC : l'appui tendu renversé. *Gym Technic*, 24, 14-17.

Gillet, C. (2004). *Analyse biomécanique de la marche et proposition de classes de marcheurs. Application au sac à dos*. Thèse de doctorat, Université de Valenciennes et du Hainaut Cambrésis, Valenciennes.

Gillet, C., Duboy, J., Barbier, F., Armand, S., Jeddi, R., Lepoutre, F.X., & Allard, P. (2003). Contribution of the accelerated body masses to able-bodied gait. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, 82, 101-109.

Golomer, E., Monod, H., & Dupui, P. (1997). The effects of maturation on self-induced dynamic body sway frequencies of girls performing acrobatics or classical dance. *European Journal of Applied Physiology*, 76, 140-144.

Gorton, G., Hebert, D., & Goode, B. (2001). Assessment of the kinematic variability between 12 shiners motion analysis laboratories. *Gait and Posture*, 13, 247.

Graydon, J.K., & Townsend, J. (1984). Proprioceptive and visual feedback in the learning of two gross motor skills. *International Journal of Sport Psychology*, 15, 227-235.

Greaves, J. (1995). Instrumentation in video-based three-dimensional systems. In P. Allard, I.A.F. Stokes, & J.P. Blanche (Eds.), *Three-dimensional analysis of human movement* (pp. 41-55). Champaign, IL: Human Kinetics.

Gurfinkel, V.S. (1973). Physical foundation of stabilography. *Agressologie*, 14C, 9-14.

Gurfinkel, V.S., Levik, Y.S., Popov, K.E., Smetanin, B.N., & Shlikov, V.Y. (1988). Body scheme in the control of postural activity. In V.S. Gurfinkel, M.E. Loffe, J. Massion, & J.P. Roll (Eds.), *Stance and motion: facts and theories* (pp. 185-193). New York: Plenum Press.

Hahn, M.E., & Chou, L.S. (2004). Age-related reduction in sagittal plane center of mass motion during obstacle crossing. *Journal of Biomechanics*, 37, 837-844.

Hamilton, N., & Luttgens, K. (2002). *Kinesiology: scientific basis of human motion* (10th ed). New-York: McGraw-Hill.

Hanavan, E.P. (1964). *A mathematical model of the human body*. AMRL Technical Report (pp. 64-102). Ohio: Wright Patterson Air Force Base.

Hasan, S.S., Robin, D.W., Szurkus, D.C., Ashmead, D.H., Petersen, S.W., & Shiavi, R.G. (1996). Simultaneous measurement of body center of pressure and center of gravity during upright stance. Part II: Amplitude and frequency data. *Gait and Posture*, 4, 11-20.

Hass, C.J. , Waddell, D.E., Fleming, R.P., Juncos, J.L., & Gregor, R.J. (2005). Gait initiation and dynamic balance control in Parkinson's disease. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 86, 2172-2176.

Hatze, H. (1980). A mathematical model for the computational determination of parameter values of anthropometric segments. *Journal of Biomechanics*, 10, 833-843.

Hayes, K.C. (1982). Biomechanics of postural control. *Exercise and Sport of Scientific Revalidation*, 10, 363-391.

Heasley, K., Buckley, J.G., Scally, A., Twigg, P., & Elliott, D.B. (2004). Stepping up to a new level: effects of blurring vision in the elderly. *Investigative Ophthalmology and Visual Science*, 45, 2122-2128.

Henry, S.M., Fung, J., & Horak, F.B. (1998). Control of stance during lateral and anterior: posterior surface translations. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, 6, 32-42.

Hinrichs, R.N., & McLean, S.P. (1995). NLT and extrapolated DLT: 3-D cinematography alternatives for enlarging the activity volume. *Journal of Biomechanics*, 28, 1219-1223.

Hlavacka, F., Krizkova, M., & Horak, F.B. (1995). Modification of human postural response to leg muscle vibration by electrical vestibular stimulation. *Neuroscience Letters*, 189, 9-12.

Hlavacka, F., & Njiokiktjien, C.H. (1986). Sinusoidal galvanic stimulation of the labyrinths and postural responses. *Physiologica Bohemoslovaca*, 35, 63-70.

Holden, J.P., Orsini, J.A., Siegel, K.L., Kepple, T.M, Gerber, L.H., & Stanhope, S.J. (1997). Surface movement errors in kinematic and kinetic measurement in gait. *Gait and Posture*, 5, 217-227.

Horak, F.B. (1987). Clinical measurement of postural control in adults. *Physical Therapy*, 67, 1881-1885.

Horak, F.B. (1991). Assumptions underlying motor control for neurological rehabilitation. In M.J. Lister (Ed.), *Contemporary Management of Motor Control Problems: Proceedings of the II Step Conference* (pp. 11-27). Alexandria, VA: Foundation for Physical Therapy.

Horak, F.B. (1997). Clinical assesment of balance disorders. *Gait Posture*, 6, 76-84.

Horak, F.B., & Macpherson, J.M. (1996). Postural orientation and equilibrium. In L. Rowell, & J. Shepherd (Eds.), *Handbook of physiolog. Section 12. Exercise: regulation and integration of multiple systems* (pp. 255-292). New York: Oxford University Press.

Horak, F.B., & Nashner, L.M. (1986). Central programming of postural movements: adaptation to altered support-surface configurations. *Journal of Neurophysiology*, 55, 1369-1381.

Horak, F.B., Nashner, L.M., & Diener, H. (1990). Postural strategies associated with somatosensory and vestibular loss. *Experimental Brain Research*, 82, 167-177.

Hsiao, H., & Simeonov, P. (2001). Preventing falls from roofs: a critical review. *Ergonomics*, 44, 537-561.

Hugel, F., Cadopi, M., Kohler, F., & Perrin, P. (1999). Postural control of ballet dancers: a specific use of visual input for artistic purposes. *International Journal of Sports Medicine*, 20, 86-92.

Jemni, M., Friemel, F., Sands, W., & Mikesky, A. (2001). Evolution of gymnasts physiological profile during the last 40 years. A review of the literature. *Canadian Journal of Applied Physiology*, 26, 442-456.

Jensen, R.K. (1978). Estimation of the biomechanical properties of three body types using a photogrammetric method. *Journal of Biomechanics*, 11, 349-358.

Jian, Y., Winter, D.A., Ishac, M.G., & Gilchrist, L. (1993). Trajectory of the body COG and COP during initiation and termination of gait. *Gait and Posture*, 1, 9-22.

Johansson, R.S. (1978). Tactile sensibility in the human hand: receptive field characteristics of mechanoreceptive units in the glabrous skin area. *Journal of Physiology*, 281, 101-125.

Johansson, R.S., & Vallbo, A.B. (1979). Tactile sensibility in the human hand: relative and absolute densities of four types of mechanoreceptive units in glabrous skin. *Journal of Physiology*, 286, 283-300.

Johansson, R.S., & Vallbo, A.B. (1980). Spatial properties of the population of mechanoreceptive units in the glabrous skin of the human hand. *Brain Research*, 184, 353-366.

Jones, G., Swain, A., & Hardy, L. (1993). Intensity and direction dimensions of competitive state anxiety and relationships with performance. *Journal of Sports Sciences*, 11, 525-532.

Jonsson, E. (2006). *Effects of healthy aging on balance a quantitative analysis of clinical tests*. Thèse de doctorat, Karolinska institutet, Stockholm.

Karlsson, A., & Frykberg, G. (2000). Correlations between force plate measures for assessment of balance. *Clinical Biomechanics*, 15, 365-369.

Kaya, B.K., Krebs, D.E., & Riley, P.O. (1998). Dynamic stability in elders: momentum control in locomotor ADL. *Journals of Gerontology: Series A, Biological Sciences and Medical Sciences*, 53, M126-M134.

Kerwin, D.G., & Trewartha, G. (2001). Mechanics of handstand balancing strategies. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 33, 1182-1188.

King, D.L., & Zatsiorsky, V.M. (1997). Extracting gravity line displacement from stabilographic recordings. *Gait and Posture*, 6, 27-38.

Kingma, I., Toussaint, H.M., Commissaris, D.A.C.M., Hoozemans, M.J.M., & Ober, M.J. (1995). Optimizing the determination of the body center of gravity. *Journal of Biomechanics*, 28, 1137-1142.

Kingma, I., Toussaint, H.M., Looze, M.P. de, & Van Dieen, J.H. (1996). Segmental inertial parameter evaluation in two segment model. *Journal of Biomechanics*, 29, 693-704.

Kioumourtzoglou, E., Derri, V., Mertzaniidou, O., & Tzetzis, G. (1997). Experience with perceptual and motor skills in rhythmic gymnastics. *Perceptual and Motor Skills*, 84, 1363-1372.

Kioumourtzoglou, E., Kourtessis, T., Michalopoulou, M., & Derri, V. (1998). Differences in several perceptual abilities between experts and novices in basketball, volleyball and water-polo. *Perceptual and Motor Skills*, 86, 899-912.

Knoll, K. (1996). Analysis of acrobatic tumbling exercises on floor and balance beam. In J. Abrantes (Ed.), *Proceedings of the XIVth International Symposium on Biomechanics in Sports* (pp. 325-328). Universidade Tecnica de Lisboa.

Kuo, A.D. (1995). An optimal control model for analyzing human postural balance. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 42, 87-101.

Kwon, Y.H. (2001). Experimental simulation of an airborne movement: applicability of the body segment parameter estimation methods. *Journal of Applied Biomechanics*, 17, 232-240.

Lavisse, D., Deviterne, D., Divry, M., & Perrin, P. (1995). Mental information processing in motor skill acquiring by able-bodied and motor-handicapped subjects. *Journal of Human Movement Studies*, 29, 149-169.

Leboeuf, F., Lacouture, P., Bessonnet, G. (2004). Synthèse optimale d'un geste gymnique fondamental. *Actes des III^{èmes} Journées Internationales des Sciences du Sport*. Paris.

Leboucher, J., Hars, M., Pinti, A., & Dumas, G.A. (2006). Inertial and geometrical segment parameters for female elite gymnasts. *Proceedings of the IXth International Symposium on the 3D Analysis of Human Movement*. Valenciennes, France.

Lestienne, F., Soechting, J., & Berthoz, A. (1977). Postural readjustments induced by linear motion of visual scenes. *Experimental Brain Research*, 28, 363-384.

Levin, O.J.M. (1996). An interactive model for estimation of the trajectory of center of gravity from bilateral reactive force measurements in standing sway. *Gait and Posture*, 4, 89-99.

Looze, M.P. de, Bussmann, J.B.J., Kingma, I., & Toussaint, H.M. (1992). Different methods to estimate total power and its components during lifting. *Journal of Biomechanics*, 25, 1089-1095.

Maki, B.E., Holliday, P.J., & Topper, A.K. (1991). Fear of falling and postural performance in the elderly. *Journal of Gerontology: Medical Sciences*, 46, M123-M131.

Maki, B.E., & McIlroy, W.E. (1996). Postural control in the older adult. *Clinics in Geriatric Medicine*, 12, 35-58.

Maki, B.E., & McIlroy, W.E. (1997). The role of limb movements in maintaining upright stance: the "change-in-support" strategy. *Physical Therapy*, 77, 488-507.

Maki, B.E., & Whitelaw, R.S. (1993). Influence of expectation and arousal on center-of-pressure responses to transient postural perturbations. *Journal of Vestibular Research*, 3, 25-39.

Marin, L. (2004). Posture et gymnastique: caractéristiques perceptives et motrices. *Cinésiologie*, 214, 31.

Marin, L., Bardy, B.G., & Bootsma, R.J. (1999). Level of gymnastic skill as an intrinsic constraint on postural coordination. *Journal of Sports Science*, 17, 615-626.

Martinand, J.L. (1994). Didactique des sciences et formation des enseignants. Notes d'actualité. *Les Sciences de l'Education*, 1, 9-24.

Massimo, J. (1993). Are you a big chicken? *International Gymnast, Mars 1993*, 56-57.

Massion, J. (1990). De la posture au mouvement. In V. Nougier, et J.P. Blanchi (Eds.), *Pratiques sportives et modélisation du geste* (pp. 195-213). Grenoble: CRDP.

Massion, J. (1994). Postural control system. *Current Opinion in Neurobiology*, 4, 877-887.

McIlroy, W.E., & Maki, B.E. (1996). Age-related changes in compensatory stepping in response to unpredictable perturbations. *Journal of Gerontology: Medical Science*, 51, M289-M296.

McKenzie, N.C., & Brown, L.A. (2004). Obstacle negotiation kinematics: age-dependent effects of postural threat. *Gait and Posture*, 19, 226-234.

McKinnon, C.D., & Winter, D.A. (1993). Control of whole body balance in the frontal plane during human walking. *Journal of Biomechanics*, 26, 633-644.

Mesure, S., Amblard, B., & Crémieux, J. (1997). Effect of physical training on head-hip co-ordinated movements during unperturbed stance. *Neuroreport*, 8, 3507-3512.

Mesure, S., Bonnet, M., & Crémieux, J. (1994). L'entraînement sportif peut-il influencer le contrôle postural statique? *Science et Motricité*, 21, 39-47.

Mian, O.S., Narici, M.V., Minetti, A.E., & Baltzopoulos, V. (in press). Centre of mass motion during stair negotiation in young and older men. *Gait and Posture*.

Murray, M.P., Seireg, A., & Sholz, R.C. (1967). Center of gravity, center of pressure, and supportive forces during human activities. *Journal of Applied Physiology*, 23, 831-838.

Nagano, A., Komura, T., Himeno, R., & Fukashiro, S. (2004). A procedure for adjustment of body segmental parameter values to individual subjects in inverse dynamics. *International Journal of Sport and Health Science*, 2, 156-162.

Nashner, L.M. (1997). Physiology of balance, with special reference to the healthy elderly. In J.C. Masdeu, L. Sudarsky, & L. Wolfson (Eds.), *Gait disorders of aging: falls and therapeutic strategies* (pp.37-53). Philadelphia: Lippincott-Raven.

Nashner, L.M., & McCollum, G. (1985). The organization of human postural movements: a formal basis and experimental hypothesis. *Behavioral and Brain Sciences*, 8, 135-172.

Naveteur, J., & Roy, J. (1990). Electrodermal activity of low and high trait anxiety subjects during a frustrative video game. *Journal of Psychophysiology*, 4, 221-227.

Nouillot, P. (1998). Caractérisation dynamique d'un mouvement acrobatique: le renversement en appui tendu sur les mains. *Science et Motricité*, 32-33, 102-105.

Nouillot, P., & Natta, F. (2004). Influence of velocity on the human global postural strategies during the movement leading up to the vertical upside-down position. *Neuroscience Letters*, 363, 224-228.

Oullier, O., Bardy, B.G., Stoffregen, T.A., & Bootsma, R.J. (2004). Task-specific stabilization of postural coordination during stance on a beam. *Motor Control*, 7, 174-187.

- Pai, Y.C., & Patton, J. (1997). Center of mass velocity-position predictions for balance control. *Journal of Biomechanics*, 30, 347-354.
- Paillard, J. (1971). Les déterminants moteurs de l'organisation de l'espace. *Cahiers de Psychologie*, 14, 261-316.
- Paillard, J. (1976). Tonus, posture et mouvements. In C. Kayser (Ed.), *Physiologie, tome II : Système nerveux, muscle*. Paris: Flammarion.
- Patla, A.E. (1997). Understanding the roles of vision in the control of human locomotion. *Gait and Posture*, 5, 54-69.
- Patla, A.E., Frank, J.S., & Winter, D.A. (1992). Balance control in the elderly: implications for clinical assessment and rehabilitation. *Canadian Journal of Public Health*, 83, S29-S33.
- Paull, G., & Glencross, D. (1997). Expert perception and decision. making in baseball. *International Journal of Sport Psychology*, 28, 35-56.
- Paulus, W.M., Straube, A., & Brandt, T.H. (1984). Visual stabilization of posture. Physiological stimulus characteristics and clinical aspects. *Brain*, 107, 1143-1163.
- Péllissier, J., Brun, V., & Enjalbert, M. (1993). *Posture, équilibration et médecine de rééducation*. Paris : Masson.
- Perrin, P., Deviterne, D., Hugel, F., & Perrot, C. (2002). Judo, better than dance, develops sensorimotor adaptabilities involved in balance control. *Gait and Posture*, 15, 187-194.
- Perrin, P., & Lestienne, F. (1994). *Mécanismes de l'équilibration humaine. Exploration fonctionnelle, application au sport et à la rééducation*. Paris : Masson.
- Polcyn, A.F., Lipsitz, L.A., Kerrigan, D.C., & Collins, J.J. (1998). Age-related changes in the initiation of gait: degeneration of central mechanism for momentum generation. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 79, 1582-1589.
- Pollock, A.S., Durward, B.R., Rowe, P.H., & Paul, J.P. (2000). What is balance? *Clinical Rehabilitation*, 14, 402-406.
- Pozzo, T., & Clément, G. (1988). Application de la stabilométrie à l'étude des mécanismes moteurs d'une figure acrobatique: l'appui tendu renversé. *Science et Sports*, 3, 173-180.
- Pozzo, T., Clément, G., & Berthoz, A. (1988). Etude du contrôle moteur de l'appui tendu renversé sur les mains. *Agressologie*, 29(9), 649-651.
- Prassas, S. (1999). Biomechanical research in gymnastics: what is done, what is needed? *Applied Proceedings of International Society of Biomechanics in Sports*.
- Prieto, T.E., Myklebust, J.B., Hoffman, R.G., Lovett, E.G., & Myklebust, B.M. (1996). Measures of postural steadiness: differences between healthy young and elderly adults. *IEEE transactions on Biomedical Engineering*, 43, 956-966.
- Prince, F., Winter, D.A., Stergiou, P., & Walt, S.E. (1994). Anticipatory control of upper body balance during human locomotion. *Gait and Posture*, 2, 19-25.
- Pudlo, P. (1999). *Contribution à l'analyse et à l'optimisation du geste du rameur en aviron*. Thèse de doctorat, Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambrésis, Valenciennes.

- Reinschmidt, C., van den Bogert, A.J., Nigg, B.M., Lundberg, A., & Murphy, N. (1997). Effect of skin movement on the analysis of skeletal knee joint motion during running. *Journal of Biomechanics*, 30, 729-732.
- Rézette, D. (1984). Rôle des informations visuelles de position et de mouvement au cours de l'exécution d'habiletés motrices acrobatiques. *Revue EPS*, 185, 71.
- Richards, J.G. (1999). The measurement of human motion: a comparison of commercially available systems. *Human Movement Science*, 18, 589-602.
- Riley, P.O., Benda, B.J., Gill-Body, K.M., & Krebs, D.E. (1995). Phase plane analysis of stability in quiet standing. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 32, 227-235.
- Robertson, S., Collins, J., Elliott, D., & Starkes, J. (1994). The influence of skill and intermittent vision on dynamic balance. *Journal of Motor Behavior*, 26, 333-339.
- Robertson, S., & Elliott, D. (1996a). Specificity of learning and dynamic balance. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 67, 69-75.
- Robertson, S., & Elliott, D. (1996b). The influence of skill in gymnastics and vision on dynamic balance. *International Journal of Sport Psychology*, 27, 361-368.
- Robin, J.F. (1998). *Spécificités, structure et sens des savoirs pour enseigner en gymnastique scolaire*. Thèse de doctorat, Université de Paris XI, Orsay.
- Rodríguez, F.A., Marina, M., & Boucharin, E. (1999). Physiological demands of women's competitive gymnastic routines. *Proceedings of the IVth Annual Congress of the European College of Sport Science* (pp. 430). Rome.
- Roithner, R., Schwameder, H., & Muller, E. (2000). Determination of optimal filter parameters for filtering kinematic walking data using the Butterworth low pass filter. In J. Hong, & D. Johns (Eds.), *Proceeding of the XVIIth International Symposium of Biomechanics in Sport* (pp. 982). Hong Kong.
- Rosengren, K.S., McAuley, E., & Mihalko, S.L. (1998). Gait adjustments in older adults: activity and efficacy influences. *Psychology and Aging*, 13, 375-386.
- Rougier, P., Gelat, T., & Caron, O. (1998) Comparaison des mécanismes de contrôle utilisés pour assurer le maintien d'un appui tendu renversé et d'une station debout. *S.T.A.P.S.*, 46-47, 65-73.
- Sands, W.A. (2000). Injury prevention in women's gymnastics. *Sports Medicine*, 30, 359-373.
- Schieppati, M., & Nardone, A. (1991). Free and supported stance in Parkinson's disease: the effect of posture and postural set on leg muscle responses to perturbation, and its relation to the severity of the disease. *Brain*, 114, 1227-1244.
- Scotto, D., Antoine, A., & Ganzin, M. (1994). Méthodologie d'enseignement à la poutre. *Gym Technic*, 6, 11-15.
- Sharoni, Z., Shupak, A., Spitzer, O., Nachum, Z., & Gadoth, N. (2001). Vestibular findings in professional divers. *Annals of Otolaryngology, Rhinology, and Laryngology*, 110, 127-131.
- Shepard, N., Schultz, A., Alexander, N.B., Gu, M.J., & Boismier, T. (1993). Postural control in young and elderly adults when stance is challenged: clinical versus laboratory measurements. *Annals of Otolaryngology, Rhinology, and Laryngology*, 102, 508-517.

Shimba, T. (1984). An estimation of center of gravity from force platform data. *Journal of Biomechanics*, 17, 53-60.

Shumway-Cook, A., & Woollacott, A. (1995). *Motor control: theory and practical applications*. Baltimore: Williams & Wilkins.

Simeonov, P., & Hsiao, H. (2001). Height, surface firmness and visual reference effects on balance control. *Injury Prevention*, 7, 50i-53i.

Simoneau, G., Ulbrecht, J., Becker, M., Derr, J., & Cavanagh, P. (1992). Postural assessment of subjects with and without diabetic distal peripheral sensory neuropathy. In M. Woollacott & F. Horak (Eds.), *Posture and gait: control mechanisms* (Vol. 2, pp. 143-146). University of Oregon.

Simoneau, G., Ulbrecht, J., Derr, J., & Cavanagh, P. (1995). Role of somatosensory input in the control of human posture. *Gait and Posture*, 3, 115-122.

Singer, R. (1970). Balance skill as related to athletics, sex, height and weight. In G. Kenion, & T. Grodd (Eds.), *IInd International Congress of Sport Psychology*. Chigago: Athletic Institut.

Slobounov, S.M., & Newell, K.M. (1996). Postural dynamics in upright and inverted stances. *Journal of Applied Biomechanics*. 12, 185-196.

Smith, T. (1991). *Biomécanique et gymnastique*. Paris: PUF.

Spirduso, W.W. (1995). *Physical dimensions of aging*. Champaign, IL: Human Kinetics.

Sternini D., & Cerrone, M. (1995). Setup of an experimental procedure for measuring the human body movements when entering and exiting the vehicle. *Proceedings of the IIIrd International Conference on Vehicle Comfort and Ergonomics* (pp. 257-265). Bologne.

Stine, C.D., Arterburn, M.R., & Stern, N.S. (1982). Vision and Sports: a review of the literature. *Journal of the American Optometric Association*, 53, 627-633.

Tinetti, M.E., Richman, D., & Powell, L. (1990). Falls efficacy as a measure of fear of falling. *Journal of Gerontology: Psychological Sciences*, 45, P239-P243.

Teasdale, N., Bard, C., LaRue, J., & Fleury, M. (1993). On the cognitive penetrability of the postural control. *Experimental Aging Research*, 19, 1-13.

Teasdale, N., Stelmach, G.E., Breunig, A., & Meeuwsen, H.J. (1991). Age differences in visual sensory integration. *Experimental Brain Research*, 85, 691-696.

Tucker, C.A., Ramirez, J., Krebs, D.E., & Riley, P.O. (1998). Center of gravity dynamic stability in normal and vestibulopathic gait. *Gait and Posture*, 8, 117-123.

Van Deursen, R., & Simoneau, G. (1999). Foot and ankle sensory neuropathy, proprioception, and postural stability. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 29, 718-726.

Vanrenterghem, J., De Clercq, D., & Van Cleven, P. (2001). Necessary precautions in measuring correct vertical jumping height by means of force plate measurements. *Ergonomics*, 44, 814-818.

Vieilledent, S. (2002). *Comparaison de systèmes d'analyse du mouvement 3D* (Rapport de recherche au Ministère de la Jeunesse et des Sports). Paris : Institut National du Sport et de l'Education Physique.

Vint, R.E., & Hinrichs, R.N. (1996). Endpoint problems in smoothing raw kinematic data: an evaluation of four popular methods. *Journal of Biomechanics*, 29, 1637-1642.

Vuillerme, N., Danion, F., Marin, L., Boyadjian, A., Prieur, J.M., Weise, I., & Nougier, V. (2001a). The effect of expertise in gymnastics on postural control. *Neuroscience Letters*, 303, 83-86.

Vuillerme, N., & Nougier, V. (2004). Attentional demands for regulating postural sway: the effect of expertise in gymnastics. *Brain Research Bulletin*, 63, 161-165.

Vuillerme, N., Teasdale, N., & Nougier, V. (2001b). The effect of expertise in gymnastics on proprioceptive sensory integration in human subjects. *Neuroscience Letters*, 311, 73-76.

Winfrey, M.L., & Weeks, D.L. (1993). Effects of self-modelling on self-efficacy and balance beam performance. *Perceptual and Motor Skills*, 77, 907-913.

Winter, D.A. (1990). *Biomechanics and motor control of human movement*. New York: Wiley.

Winter, D.A. (1995). Human balance and posture control during standing and walking. *Gait and Posture*, 3, 193-214.

Winter, D.A., Prince, F., Frank, J.S., Powell, C., & Zabjek, K.F. (1996). Unified theory regarding A/P and M/L balance in quiet stance. *Journal of Neurophysiology*, 75, 2334-2343.

Winter, D.A., Patla, A.E., Prince, F., Ishac, M., & Gielo-Perczak, K. (1998). Stiffness control of balance in quiet standing. *Journal of Neurophysiology*, 80, 1211-1221.

Wu, G. (1998). Age-related differences in body segmental movement during perturbed stance in humans. *Clinical Biomechanics*, 13, 300-307.

You, H., & Ryu, T. (2005). Development of a hierarchical estimation method for anthropometric variables. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 35, 331-343.



TITRE

Contribution à l'étude du contrôle de l'équilibre à la poutre lors de la réalisation de mouvements acrobatiques de renversement par des gymnastes expertes.

RESUME

Le travail de recherche présenté dans ce mémoire traite de l'équilibre des gymnastes lors de l'exécution de mouvements acrobatiques à la poutre. A cet agrès, l'équilibre du corps doit être maintenu alors que les conditions de réalisation de la performance sont extrêmement contraignantes au regard de la largeur du support des évolutions gymniques (10cm) et de la hauteur à laquelle il se situe (125cm). Plus spécifiquement, ce travail contribue à mieux cerner le contrôle de l'équilibre dynamique, chez les gymnastes expertes, lors de la réalisation de mouvements fondamentaux de renversement, dont la difficulté réside principalement dans le passage d'un appui pédestre debout à un appui manuel renversé et impliquant une rotation de 180° du corps.

La démarche expérimentale et méthodologique présentée permet le recueil de données pertinentes pour investiguer l'équilibre lors de la réalisation de mouvements volontaires. Elle s'appuie sur un dispositif intégrant une poutre instrumentée permettant de mesurer les efforts externes développés au niveau des appuis pédestres et manuels, complété par un système optoélectronique d'analyse en trois dimensions du mouvement.

La première étude a pour objectif de dégager les caractéristiques biomécaniques des mouvements acrobatiques de renversement, réalisées par des gymnastes expertes, en exploitant les données cinématiques et dynamiques du mouvement. La deuxième étude présente pour objectif de déterminer dans quelle mesure les gymnastes sont affectées par la hauteur de la poutre lors de la réalisation de ces acrobaties. La troisième étude évalue ensuite dans quelle mesure la réduction des informations sensorielles disponibles, notamment par la modulation des entrées visuelles et du positionnement de la tête, influe sur le contrôle de l'équilibre lors de la réalisation du mouvement de renversement avant. Les principaux résultats illustrent les effets liés à la réalisation à poutre haute réglementaire ou à l'altération des entrées sensorielles sur le contrôle des mouvements du CM (centre de masse) en interaction avec le CP (centre de pression).

MOTS-CLES

Gymnastique, poutre, équilibre, acrobatie, renversement, expertise, cinématique, dynamique, hauteur, informations sensorielles.

Bibliothèque Universitaire de Valenciennes



00900493