



HAL
open science

Développement et évaluation de méthodes d'estimation des masses segmentaires basées sur des données géométriques et sur les forces externes : comparaison de modèles anthropométriques et géométriques

Julien Leboucher

► **To cite this version:**

Julien Leboucher. Développement et évaluation de méthodes d'estimation des masses segmentaires basées sur des données géométriques et sur les forces externes : comparaison de modèles anthropométriques et géométriques. Informatique [cs]. Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambrésis, 2007. Français. NNT : 2007VALE0007 . tel-03001797

HAL Id: tel-03001797

<https://uphf.hal.science/tel-03001797>

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

Doctorat d'université

Automatique et Informatique des Systèmes Industriels et Humains

Julien LÉBOUCHER

Développement et évaluation de méthodes d'estimation des masses segmentaires basées sur des données géométriques et sur les forces externes. Comparaison à des modèles anthropométriques et géométrique

Soutenue le 2 février 2007 devant la commission d'examen :

Pr. Philippe Gorce	Président du jury	Université de Toulon
Pr. Patrick Lacouture	Examineur	Université de Poitiers
Pr. Georges Poumarat	Examineur	Université de Clermont-Ferrand
Pr. François-Xavier Lepoutre	Directeur	Université de Valenciennes
Pr. Geneviève Dumas	Co-directrice	Queen's University, Canada
M. Antonio Pinti	Co-directeur	Université de Valenciennes

N° d'ordre : 07/02

Université de Valenciennes
et du Hainaut-Cambrésis



Doctorat d'université

Automatique et Informatique des Systèmes Industriels et Humains

Julien LÉBOUCHER

Développement et évaluation de méthodes d'estimation des masses segmentaires basées sur des données géométriques et sur les forces externes. Comparaison à des modèles anthropométriques et géométrique

Soutenue le 2 février 2007 devant la commission d'examen :

Pr. Philippe Gorce	Président du jury	Université de Toulon
Pr. Patrick Lacouture	Examineur	Université de Poitiers
Pr. Georges Poumarat	Examineur	Université de Clermont-Ferrand
Pr. François-Xavier Lepoutre	Directeur	Université de Valenciennes
Pr. Geneviève Dumas	Co-directrice	Queen's University, Canada
M. Antonio Pinti	Co-directeur	Université de Valenciennes

À tous ceux qui m'ont apporté leur aide et leur soutien

Pour Maria

Remerciements

À Monsieur François-Xavier Lepoutre,

Je vous remercie de m'avoir accueilli dans ce laboratoire, pour tous vos conseils prodigués pendant ces années et particulièrement lors de ces derniers mois, veuillez trouver ici l'expression de ma reconnaissance.

À Monsieur Antonio Pinti,

Je te remercie de m'avoir encadré pendant ces années, merci pour la profusion d'idées, pour ton soutien et pour ta disponibilité, à toute heure.

À Madame Geneviève Dumas,

Je ne peux que faiblement ici témoigner de ma reconnaissance envers vous. Je vous remercie de m'avoir accueilli dans votre laboratoire à Queen's, de m'avoir fait découvrir autant et de m'avoir aiguillé dans votre université. Un grand merci aussi pour les innombrables relectures, commentaires et avis que vous m'avez prodigué inlassablement pendant ces années. Veuillez trouver ici l'assurance de ma plus grande gratitude.

Aux membres du jury,

Monsieur Gorce, je vous remercie d'avoir accepté de juger ce travail et de présider ce jury. Messieurs Lacouture et Poumarat, je vous suis redevable de rapporter ce travail.

Aux membres du laboratoire,

Veuillez être assurés de ma gratitude. Je tiens à remercier particulièrement mes compagnons de bureau Patrick, Mélany, Julie, Vincent, Mathieu et Kiv. Pour toute l'aide qu'ils m'ont apportée, pour l'analyse du mouvement, Nico et Christophe, pour la programmation sur Matlab, Sébastien Delprat sans toi ça n'aurait pas été possible, pour la « logistique », à Dominique Renaux et spécialement à Kiv pour m'avoir « hébergé » en plus. Merci à la « 123 » aussi pour le café et la détente, Guilhem, Nico, Maud, Émilie et Sébastien.

À mes amis,

D'ici et d'ailleurs, d'être restés fidèles quand je ne donnais plus signe de vie, veuillez trouver ici la preuve que votre soutien à compter.

À ma famille, à Maria

Merci de m'avoir soutenu pendant ces années et particulièrement ces dernier mois, merci d'avoir supporté « les programmes qui marchent pas » et les veillées.

Table des matières

Chapitre 1 – Anthropométrie pour l’analyse du mouvement.....	6
Objectifs du chapitre.....	7
I.1 Évaluation des paramètres inertiels segmentaires.....	10
I.1.1 Études et comparaisons des paramètres inertiels segmentaires	10
I.1.2 Effets des paramètres inertiels segmentaires sur l’analyse du mouvement	13
I.2 Méthodes de détermination des paramètres inertiels segmentaires	16
I.2.1 Etudes cadavériques.....	16
I.2.2 Les méthodes mécaniques.....	17
I.2.3 Volumétrie	19
I.2.4 Méthodes à rayons	20
I.2.5 Imagerie par résonance magnétique.....	23
I.2.6 Planche à réaction	25
I.2.7 Photogrammétrie.....	26
I.3 Modèles anthropométriques couramment utilisés en analyse du mouvement humain	30
I.3.1 Les modèles proportionnels	30
I.3.2 Les modèles géométriques.....	31
I.3.3 Améliorations de modèles.....	33
I.4 Discussion	34
Bilan du chapitre.....	35
Chapitre 2 – Matériels et méthode.....	36
Objectifs du chapitre.....	37
II.1 La méthode Jensen modifiée	44
II.1.1 Prises de vue	44
II.1.2 Segmentation	46
II.1.3 Aide à la segmentation	48
II.1.4 Repères locaux.....	49
II.1.5 Le logiciel Slicer.....	49
II.1.6 Construction des repères locaux	51

II.2 Analyse du mouvement	54
II.2.1 Détermination de la position du centre de pression.....	54
II.2.2 Détermination de la position des centres de masse segmentaires	56
II.2.2.1 Positionnement des marqueurs	56
II.2.2.1.1 Tête	56
II.2.2.1.2 Tronc supérieur	56
II.2.2.1.3 Tronc inférieur	56
II.2.2.1.4 Bras	56
II.2.2.1.5 Avant-bras.....	56
II.2.2.1.6 Main.....	56
II.2.2.1.7 Cuisse.....	56
II.2.2.1.8 Jambe	60
II.2.2.1.9 pied.....	60
II.2.2.2 Mouvements réalisés lors des acquisitions cinématiques.....	60
II.2.2.2.1 Abduction adduction épaule	60
II.2.2.2.2 Flexion extension coude	60
II.2.2.2.3 Flexion extension poignet.....	60
II.2.2.2.4 Abduction adduction hanche	60
II.2.2.2.5 Flexion extension hanche, genou et cheville	60
II.2.2.2.6 Flexion extension cheville	60
II.2.2.2.7 Rotation tête.....	60
II.2.3 Traitement des données issues de l'analyse du mouvement.....	66
II.2.3.1 Détermination des positions statiques	66
II.2.3.1.1 Filtrage de la vitesse du centre de pression.....	66
II.2.3.2 Construction des repères locaux à partir des données cinématiques	68
II.3. Détermination des masses segmentaires.....	69
II.3.1 Détermination des masses des membres	69
II.3.2 Détermination des masses segmentaires relatives.....	70
II.3.2.1 Essai de la méthode simultanée	71
II.4 La Volumétrie	72
II.5 Mesures anthropométriques.....	74
II.5.1 Modèles utilisés	74

II.5.1.1 Modèles proportionnels	74
II.5.1.1.1 Modèles utilisant la masse totale	74
II.5.1.1.2 Modèle utilisant la masse et la taille	75
II.5.1.1.3 Modèles utilisant d'autres mesures anthropométriques	75
II.5.1.2 Modèle géométrique	75
II.5.2 Segmentation	76
II.5.3 Mesures réalisées et estimées	76
II.5.3.1 Mesures prises sur les sujets	76
II.5.3.2 Mesures estimées	77
Bilan du chapitre	78
Chapitre 3 – Résultats et analyses	79
Objectifs du chapitre	80
III.1 Résultats	82
III.1.1 Démographie	82
III.1.2 Résultats de la volumétrie	83
III.1.2.1 Volumétrie	83
III.1.2.2 Masses des segments distaux issues des densités cadavériques	85
III.1.2.3 Masses des segments distaux d'après des équations de régression	85
III.1.3 Résultats issus de la méthode Jensen	86
III.1.3.1 Masses segmentaires d'après la méthode Jensen	86
III.1.3.2 Volumes des segments distaux d'après la méthode Jensen	88
III.1.4 Masses et proportions segmentaires obtenues d'après les méthodes séquentielle et simultanée	88
III.1.4.1 Résultats de la méthode séquentielle	89
III.1.4.2 Résultats de la méthode simultanée	89
III.2 Comparaison des volumes des segments distaux	90
III.2.1 Vérification des hypothèses	90
III.2.2 Comparaison des volumes	91
III.2.3 Symétrie	92
III.3 Comparaison des masses des membres	94
III.3.1 Comparaison aux modèles strictement proportionnels	94
III.3.2 Comparaison aux modèles utilisant des équations de régression	97

III.3.3 Comparaison au modèle géométrique de Jensen.....	98
III.3.4 Critique des résultats	99
III.3.4.1 Données aberrantes	99
III.3.4.2 Dispersion des masses des membres supérieurs	100
III.4. Étude du résidu de la prédiction des masses des membres	101
III.4.1 Calcul du résidu.....	101
III.4.2 Analyse du résidu	102
III.4.2.1 Comparaison avec les résidus des modèles à ratios	102
III.4.2.2 Comparaison avec les résidus des modèles de régression et géométrique.....	103
III.5 Analyse de l'effet des incertitudes sur la position du centre de pression sur la méthode simultanée	105
III.5.1 Simulation de bruit sur les coordonnées du centre de pression.....	105
III.5.2 Distribution des masses estimées	106
III.5.3 Précision attendue de la méthode simultanée.....	107
Bilan du chapitre.....	109
Chapitre 4 – Discussion et perspectives.....	111
Introduction	112
IV.1 Discussion	113
IV.1.1 Positions des centres de masse.....	113
IV.1.1.1 La méthode Jensen	113
IV.1.1.2 La déformation des clusters de marqueurs techniques.....	113
IV.1.2 Position du centre de pression.....	114
IV.1.2.1 Accélération des centres de masse	114
IV.1.2.2 Erreur sur la mesure du centre de pression	114
IV.1.2.3 Erreur sur la localisation des plates-formes	115
IV.1.3 Modèles anthropométriques.....	115
IV.1.3.1 Hypothèse de symétrie.....	115
IV.1.3.2 Segmentation.....	115
IV.1.4 Protocole expérimental	116
IV.2 Perspectives	117

IV.2.1 Évaluation des résultats d'autres modèles géométriques pour les segments distaux pour la méthode Jensen	118
IV.2.2 Évaluer et étudier l'influence des incertitudes sur les positions des centres de masse	118
IV.2.3 Utilisation d'un mannequin anthropométrique pour estimer les erreurs de la méthode simultanée.....	118
IV.2.4 Conception d'un dispositif permettant la détermination de la position du centre de pression dédié.....	119
IV.2.5 Modifications du protocole – évaluation par simulation	119
IV.2.6 Développement d'une méthode permettant l'estimation des paramètres segmentaires complets.	119
Conclusion générale.....	121
1. Symétrie	122
2. Utilisation de la méthode Jensen pour les segments pied et main	122
3. Méthode séquentielle.....	122
4. Méthode simultanée	123
Références bibliographiques	124
Annexe A : Coefficients des modèles anthropométriques utilisés	132
A.1 Modèles strictement proportionnels.....	132
A.2 Modèles linéaires et quadratiques	132
A.3 Modèle utilisant la taille et la masse	133
A.4 Modèles utilisant des équations de régression à coefficients multiples	134
Annexe B : Mesures anthropométriques prises sur les sujets.....	136
B.1 Membre supérieur.....	136
B.2 Membre inférieur	137
B.3 Tronc et tête	137
Annexe C : Proportions segmentaires obtenues par notre méthode simultanée.....	139
Annexe D : Masses obtenues par application de la méthode Jensen à nos sujets	141
Annexe E : Traitement des données acquises	139

E.1 Position des centres de masses.....	136
E.2 Position du centre de pression	136
E.3 Vitesse du centre de pression.....	136
Annexe F : Bibliographie personnelle	139

Table des figures

Figure I.1 – Méthode de libération rapide [Bouisset et Pertuzon, 1968, <i>in</i> Hédoux 2004]	18
Figure I.2 – Méthode des oscillations par Hatze [1975]	19
Figure I.3 – Volumétrie des segments des membres d’après Dempster [1955].....	20
Figure I.4 – Numérisation d’après radiographies basses doses et modèle d’une cuisse [Dumas <i>et al.</i> , 2005].....	21
Figure I.5 – Protocole expérimental (a) et image des densités (b) d’après un scan DXA [Durkin <i>et al.</i> , 2002].....	22
Figure I.6 – Coupes IRM de la cuisse et identification des différents tissus d’après Hédoux [2004]	24
Figure I.7 – Détermination des masses segmentaires d’après Pataky et collaborateurs [2003]	25
Figure I.8 – Postures adoptées dans l’étude de Park et collaborateurs [1999].....	26
Figure I.9 – Reconstruction d’un tronc d’après les données d’un système SYMCAD OPTIFIT [Pinti <i>et al.</i> , 2005].....	27
Figure I.10 – Mannequins issus des études de Jensen et collaborateurs	28
Figure I.11 – Postures adoptées par les sujets de l’étude de Baca [1996].....	28
Figure I.12 – Modèles segmentaires de Hanavan [1964] (a), Hatze [1980] (c) et élément segmentaire utilisé par Yeadon [1990] (b).....	32
Figure II.1 – Positions adoptées par le sujet pour la détermination de la masse du membre supérieur par la méthode de la planche à réaction [Pataky <i>et al.</i> , 2003]	38
Figure II.2 – Planche conçue pour nos expérimentations et positionnements du sujet au repos	41
Figure II.3 – Organigramme général de nos méthodes de détermination des masses segmentaires	42
Figure II.4 – Prises de vues pour la méthode Jensen	45
Figure II.5a – Retournement de la vue de face pour numérisation avec le Slicer.....	45
Figure II.5b – Retournement de la vue de profil pour numérisation avec le Slicer	45
Figure II.6 – Dispositif de prise de vue synchronisées par une télécommande pour la méthode Jensen	46
Figure II.7 – Définition des segments constituant notre modèle.....	47
Figure II.8 – Volume élémentaire constituant les segments d’après Jensen [1978]	51

Figure II.9 – Méthode Jensen telle qu'utilisée pour chacun des côtés lors de notre étude	53
Figure II.10 – Principe de détermination du centre de pression en utilisant deux plates-formes	56
Figure II.11 – Cluster technique de la tête	57
Figure II.12 – Cluster technique du tronc supérieur.....	57
Figure II.13 – Cluster technique du tronc inférieur.....	58
Figure II.14 – Cluster technique du bras.....	58
Figure II.15 – Cluster technique de l'avant-bras.....	59
Figure II.16 – Cluster technique de la main.....	59
Figure II.17 – Cluster technique de la cuisse	59
Figure II.18 – Cluster technique de la jambe	60
Figure II.19 – Cluster technique du pied.....	60
Figure II.20 – Abduction épaule droite.....	61
Figure II.21 – Flexion coude droit	62
Figure II.22 – Flexion poignet droit.....	63
Figure II.23 – Abduction hanche droite	63
Figure II.24 – Flexion hanche, genou et cheville.....	64
Figure II.25 – Flexion cheville.....	64
Figure II.26 – Rotation tête	65
Figure II.27 – Sélection des fenêtres statiques.....	67
Figure II.28 – Interface graphique pour l'ajustement des positions statiques après réglages des seuils de vitesse et de durée.....	67
Figure II.29 – Volumétrie de la main et de l'avant-bras	73
Figure III.1 – Histogramme des âges	83
Figure III.2 – Histogramme des tailles.....	83
Figure III.3 – Histogramme des masses des sujets.....	83
Figure III.4 – Volumes des mains obtenus par volumétrie	84
Figure III.5 – Volumes des avant-bras obtenus par volumétrie	84
Figure III.6 – Volumes des pieds obtenus par volumétrie	84
Figure III.7 – Volumes des jambes obtenus par volumétrie	84
Figure III.8 – Répartition des volumes des mains.....	93
Figure III.9 – Répartition des volumes des avant-bras.....	93
Figure III.10 – Répartition des volumes des pieds.....	93

Figure III.11 – Répartition des volumes jambes	93
Figure III.12 – Distribution des masses des membres supérieurs droits d’après les méthodes à ratios et séquentielle.	96
Figure III.13 – Distribution des masses des membres supérieurs gauches d’après les méthodes à ratios et séquentielle.	96
Figure III.14 – Distribution des masses des membres inférieurs droits d’après les méthodes à ratios et séquentielle.	96
Figure III.15 – Distribution des masses des membres inférieurs gauches d’après les méthodes à ratios et séquentielle.	96
Figure III.16 – Distribution des masses des membres supérieurs droits d’après les méthodes de régression et séquentielle.....	97
Figure III.17 – Distribution des masses des membres supérieurs gauches d’après les méthodes de régression et séquentielle.....	97
Figure III.18 – Distribution des masses des membres inférieurs droits d’après les méthodes de régression et séquentielle.	98
Figure III.19 – Distribution des masses des membres inférieurs gauches d’après les méthodes de régression et séquentielle.....	98
Figure III.20 – Distribution des masses des membres supérieurs d’après les méthodes de Jensen et séquentielle.	99
Figure III.21 – Distribution des masses des membres inférieurs d’après les méthodes de Jensen et séquentielle.	99
Figure III.22 – Organigramme de la simulation d’erreurs sur la position du centre de pression	106
Figure III.23 – Densité de probabilité des estimations des proportions segmentaires estimées pour le segment tête par notre méthode simultanée pour différentes amplitudes d’incertitudes simulées sur la position du centre de pression	107
Figure E.1 – Abscisses du centre de masse du bras et de ces marqueurs techniques	144
Figure E.2 – Ordonnées du centre de masse du bras et de ces marqueurs techniques.....	144
Figure E.3 – Cotes du centre de masse du bras et de ces marqueurs techniques	145
Figure E.4 – Principe de filtrage des signaux issus des plates formes de force	145
Figure E.5 – Abscisse du centre de pression filtrée et non filtrée.....	146
Figure E.6 – Ordonnée du centre de pression filtrée et non filtrée	146

Figure E.7 – Vitesse suivant x du centre de pression filtrée et non filtrée et seuils de vitesse
..... 147

Figure E.8 – Vitesse suivant y du centre de pression filtrée et non filtrée et seuils de vitesse
..... 148

Liste des tables

Table I.1 – Statistiques démographiques des études cadavériques	17
Table I.2 – Statistiques démographiques des études issues de la volumétrie	20
Table I.3 – Démographie des populations étudiées par des méthodes à rayons	22
Table I.4 – Statistiques démographiques des sujets des études issues d’IRM	24
Table I.5 – Statistiques démographiques des études issues des études avec planche à réaction	25
Table I.6 – Statistiques démographiques des sujets étudiés par photogrammétrie	29
Table I.7 – Méthode et population des modèles proportionnels	31
Table I.8 – Méthode des modèles géométriques	33
Table I.9 – Caractéristiques des méthodes d’obtention de paramètres inertiels segmentaires	34
Table II.1 – Comparaison des méthodes de Pataky et de la notre.....	42
Table II.2 – résultats des essais de détermination des masses relatives.....	71
Table II.3 – Résultats de l’évaluation des plates-formes pour la pesée	73
Table II.4 – Densités utilisées pour la méthode Jensen.....	75
Table III.1 – Statistiques démographiques de nos sujets	82
Table III.2 – densités segmentaires d’après Clauser <i>et al.</i> [1969]	85
Table III.3 – Statistiques des masses segmentaires d’après la volumétrie en utilisant les densités de Clauser et collaborateurs [1969] et selon les équations de régression sur le volume de Chandler et collaborateurs [1975]	86
Table III.4 – Masses des segments distaux de nos sujets d’après la méthode Jensen.....	87
Table III.5 – Masses des membres et des segments bras et cuisse d’après la méthode Jensen	87
Table III.6 – Statistiques des volumes des segments distaux d’après la volumétrie et la méthode Jensen	88
Table III.7 – Masses des membres obtenues selon notre méthode.....	89
Table III.8 – Asymétries et aplatissements des résultats d’estimations et de mesures des volumes des segments distaux.....	91
Table III.9 – Rapports des variances	91
Table III.10 – Résultats du test T pour la comparaison des volumes segmentaires.....	92
Table III.11 – Résultats du test T pour la comparaison des volumes segmentaires côtés dominants vs. côtés non dominants.....	92

Table III.12 – Probabilité d'égalité ($p(H_0)$) entre les moyennes des résultats de notre méthode séquentielle et de ceux des modèles strictement proportionnels après test <i>LSD</i>	95
Table III.13 – Probabilité d'égalité ($p(H_0)$) entre les moyennes des résultats de notre méthode séquentielle et de ceux des modèles de régression après test <i>LSD</i>	97
Table III.14 – Résultats des tests T des différences entre les masses de la méthode séquentielle et celles obtenues d'après la méthode de Jensen [1978]	98
Table III.15 - Description des erreurs RMS dues aux masses issues de la méthode séquentielle	102
Table III.16 - Résultats des tests de différences ($p(H_0)$) entre résidus pour les modèles à ratios	102
Table III.17 – Résultats des tests des différences entre résidus pour les modèles de régression et géométrique.....	103
Table III.18 – Incertitude attendue sur les estimations des proportions segmentaires en fonction de l'incertitude sur la position du centre de pression ¹	108
Table A.1 – Coefficients des modèles strictement proportionnels.....	132
Table A.2 – Coefficients des modèles linéaires et quadratiques.....	133
Table A.3 – Coefficients du modèle utilisant la taille et la masse totale du sujet.....	134
Table A.4 – Coefficients et variables pour l'estimation des masses des membres selon le modèle de Clauser et collaborateurs [1969].....	134
Table A.5 – Coefficients pour l'estimation des masses des membres selon le modèle de Zatsiorsky et Seluyanov [1985].....	135
Table C.1 – Proportions segmentaires obtenues par la méthode simultanée (tête et tronc)...	139
Table C.2 – Proportions segmentaires des membres supérieurs obtenues par la méthode simultanée.....	139
Table C.3 – Proportions segmentaires des membres inférieurs obtenues par la méthode simultanée.....	140
Table D.1 – Masse des segments tête, cou, tronc supérieur et tronc inférieur selon la méthode Jensen [1978].....	141
Table D.2 – Masse des segments des membres supérieurs selon la méthode Jensen [1978].	142
Table D.3 – Masse des segments des membres inférieurs selon la méthode Jensen [1978]..	142

Introduction générale

La biomécanique humaine est une activité de recherche multidisciplinaire qui relie la mécanique, l'automatique et l'anatomie. Il est, par conséquent, nécessaire de travailler dans des réseaux de recherche spécialisés afin de lever les verrous sous-jacents à cette thématique. Cette thèse développe l'aspect instrumentation et mesures en biomécanique humaine. Ce travail est le résultat d'une collaboration internationale entre le groupe biomécanique du Laboratoire d'Automatique, de Mécanique et d'Informatique Industrielles et Humaines (LAMIH) de l'Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambrésis (UVHC) et le laboratoire de biomécanique du rachis de l'Université Queen's de Kingston, Ontario, Canada. Cette collaboration a été rendue possible par des financements de l'IRSST (Institut Robert-Sauvé en santé et sécurité au travail) et du GdR ISIS (groupe de recherche information, signal, image et vision).

L'analyse du mouvement humain (AMH) est un champ d'étude de la biomécanique humaine. Ses applications sont très variées et comprennent, par exemple, l'analyse de la performance lors d'activités sportives et l'évaluation de rééducations rendues nécessaires par certaines pathologies ou accidents.

Cette AMH se divise en deux branches principales que sont l'analyse cinématique et l'analyse cinétique. La première de ces branches consiste en l'étude des mouvements. Elle permet d'étudier les effets d'une rééducation ou d'une chirurgie [Roux, 2002] sur la mobilité d'un sujet ou la synchronisation des différents segments corporels lors de la réalisation de mouvements sportifs par exemple [Pudlo, 1999]. L'analyse cinématique s'intéresse à la position relative de tout ou partie des segments modélisant le corps humain, suivant le but de l'étude. L'analyse cinétique s'intéresse aux aspects dynamiques de l'AMH. Elle permet, elle aussi mais d'une manière différente, de mettre en évidence des paramètres expliquant la performance, que ce soit dans un but sportif ou dans celui de compenser le(s) handicap(s) liés à une pathologie ou à un accident. Cette analyse requiert la connaissance préalable des variables mentionnées plus haut pour l'étude cinématique et peut être vue comme une extension de cette analyse. Une analyse cinétique est réalisée à travers l'évaluation des variables que sont les couples articulaires, i.e. générés par les muscles entre deux segments corporels et permettant leur mouvement relatif. L'étude de ces couples permet d'orienter un entraînement, ou une rééducation, d'après la comparaison avec une performance jugée « optimale », ou des normes établies sur une population dite « saine », respectivement. Elle

permet aussi d'effectuer une évaluation de méthodes d'entraînement ou de rééducation au cours de leurs applications ou bien encore d'évaluer les contraintes aux articulations permettant une bonne conception de prothèses.

L'analyse cinétique, à la différence de l'analyse cinématique, nécessite la connaissance préalable de paramètres appelés paramètres inertiels segmentaires (PIS, représentés par l'acronyme BSP, pour *body segment parameters*, dans la littérature anglo-saxonne). Ces paramètres comprennent les masses, les positions des centres de masse et les matrices d'inertie des différents segments constituant le corps humain ; celui étant traditionnellement modélisé en un ensemble de solides rigides polyarticulés.

Le but de cette thèse est de présenter deux nouvelles méthodes de détermination de masses segmentaires individualisées, données essentielles à l'analyse cinétique du mouvement, ainsi que l'évaluation de l'une de ces méthodes par rapport aux méthodes usuelles. Ces techniques ont pour objectif principal l'amélioration des résultats de l'AMH en ce qui concerne l'évaluation des contraintes articulaires générées par les moments intersegmentaires développés lors d'activités sportives ou de la vie quotidienne. La première de ces méthodes, appelée méthode séquentielle, consiste en une nouvelle application de la méthode de la planche à réaction pour l'estimation des masses segmentaires, ce sont les résultats de cette méthode qui seront évalués. La seconde méthode, nommée méthode simultanée, porte sur l'estimation des proportions segmentaires et concerne tous les segments composant notre modèle. Son utilisation ne permet pas l'obtention de résultats exploitables en AMH. Les raisons de ces résultats seront analysées.

Ces méthodes anthropométriques sont issues du développement d'une technique utilisant le principe du barycentre et de la correspondance de sa projection au sol avec le centre de pression (point d'application de la résultante des forces de réaction au sol, en statique). C'est un développement de la méthode introduite par Borelli en 1681 [Pearsall et Reid, 1994], décrite par Bernstein [1931, *in* Pearsall et Reid, 1994] et utilisée plus récemment par Park et collaborateurs [1999] et Pataky et collaborateurs [2003]. Cette méthode s'appuie sur des hypothèses concernant les densités et la position des centres de masse des segments corporels et sur la mesure de la position du centre de pression.

Ce mémoire se compose de quatre chapitres.

Le premier chapitre de cette thèse présentera un état de l'art concernant l'anthropométrie pour la biomécanique. Il démontrera, dans un premier temps, la nécessité d'utiliser des valeurs précises pour les paramètres segmentaires en analysant les nombreuses études discutant des effets de l'utilisation de jeux de paramètres issus de différents modèles ou de variations par rapport à un modèle. Il présentera ensuite les différentes méthodes ayant été utilisées jusqu'à présent pour déterminer ces paramètres en mettant l'accent sur les populations sur lesquelles ces méthodes ont été utilisées. Pour terminer, ce chapitre se conclura par une présentation des modèles et méthodes anthropométriques les plus couramment utilisés en AMH.

Le second chapitre présentera les moyens techniques expérimentaux mis en œuvre pour permettre l'estimation des masses segmentaires par nos deux méthodes séquentielle, permettant l'obtention des masses des membres, et simultanée, portant sur les proportions segmentaires. Cette présentation comprendra tout d'abord une méthode d'estimation des volumes puis des masses segmentaires par stéréophotogramétrie, ainsi que les hypothèses de densités segmentaires et de modélisation géométrique sur lesquelles elle repose. Cette méthode stéréophotogrammétrique nous permettra d'obtenir les positions des centres de masse segmentaires ainsi que des données pour la comparaison présentée au chapitre 3. Le reste des outils utilisés est constitué d'un volumètre, pour la détermination des volumes des segments distaux, d'un système d'analyse gestuelle optoélectronique et de plates-formes de force, permettant l'obtention des données cinématiques et des forces de réaction au sol, respectivement. Ces deux derniers instruments nous permettent d'obtenir les positions des centres de masse segmentaires et du centre de pression, données requises par nos méthodes d'estimation des masses. Ces deux instruments ont l'avantage d'être présent dans la plupart des laboratoires d'analyse du mouvement. Cette partie introduira aussi, brièvement, les modèles d'estimations des PIS appliqués à nos sujets dans un but de comparaison avec nos estimations.

La troisième partie de cette thèse présentera les résultats obtenus grâce à nos méthodes séquentielle et simultanée ainsi que les résultats issus des méthodes nous ayant permis de réaliser nos estimations. Cette présentation sera suivie de la comparaison des masses des membres avec celles issues de l'application des modèles anthropométriques de la littérature à nos sujets. Nos résultats ainsi que ceux issus des modèles seront ensuite évalués à l'aide de l'étude de leur performance quant à la prédiction de la position du CdP. Ce chapitre se

conclura par l'étude des effets d'une source d'erreur sur notre méthode d'estimation des proportions segmentaires.

Le quatrième chapitre de cette thèse discutera objectivement les avantages et les lacunes de nos méthodes d'estimation des masses segmentaires. Ce chapitre présentera les différentes manières d'améliorer les résultats obtenus et les perspectives de ces travaux.

D'autres travaux ont été effectués pendant la durée de cette thèse. Ils sont tous relatifs à l'anthropométrie mais ne se rapportent pas directement aux méthodes présentées dans ce mémoire. Ils concernent les relations entre la masse du tronc et les maux de dos pendant la grossesse [Leboucher *et al.*, 2004], l'obtention de paramètres inertiels segmentaires du tronc à l'aide d'un scanner optique [Pinti *et al.*, 2005], la conception d'un modèle anthropométrique pour gymnastes féminines de haut niveau [Leboucher *et al.*, 2006] et l'évaluation de méthodes d'obtention de moments d'inertie pour le corps entier [Damavandi *et al.*, 2006]. Pour ne pas surcharger la rédaction, nous avons placé ces articles en annexe.

Chapitre 1 – Anthropométrie pour l'analyse du mouvement

Objectifs du chapitre

L'analyse du mouvement humain (AMH), comme toute étude expérimentale, voit ses résultats altérés par un certain nombre de sources d'erreurs que le chercheur doit limiter, corriger, ou, tout au moins, prendre en considération. Les principales sources d'erreurs reconnues en AMH sont :

- les sources expérimentales, à savoir les problèmes liés à l'acquisition de données à la fois cinématiques (systèmes d'acquisition du mouvement) et cinétiques (plates-formes de forces) [Chiari *et al.*, 2005]. Ces sources sont liées aux capteurs, à l'échantillonnage et au filtrage des signaux ;
- les artéfacts dus aux mouvements relatifs peau – os sous-jacents [Della Croce, 2006] ;
- l'erreur due à l'estimation de la position des centres articulaires et à la modélisation des articulations [Ehrig *et al.*, 2006] ;
- les erreurs dues aux estimations des paramètres inertiels segmentaires (e.g. masse, positions du centre de masse, axes principaux et moments d'inertie) des solides rigides constituant le modèle du corps humain.

Les problèmes liés à l'AMH dont traitera ce chapitre sont ceux relatifs à l'obtention de paramètres inertiels segmentaires dans le but de réaliser une analyse cinétique. Certains de ces paramètres sont mesurables directement (e.g. les longueurs segmentaires ou la masse totale des sujets), alors que d'autres, comme la position du centre de masse et les moments d'inertie, sont estimés à partir de mesures utilisables dans le cadre de modèles.

Il est tout d'abord important de définir les paramètres segmentaires de manière précise :

- la masse du segment est la quantité de matière constituant le segment en question, elle est exprimée en grammes ou kilogrammes (g ou kg) ;
- le centre de masse est le point de l'espace auquel la totalité de la masse du segment peut être ramenée dans le but de simplifier, par exemple, les calculs des efforts que la gravité exerce sur un segment. La donnée nécessaire en AMH est la connaissance du vecteur position de ce point, il est exprimé en mètres (m) ou en fraction de la longueur segmentaire par rapport à son extrémité proximale ;
- l'inertie d'un segment est la résistance qu'il présente à sa mise en mouvement, ou plus généralement à la variation de sa vitesse. Elle est donnée sous forme de matrice 3×3 de manière générale ou exprimée en un point (centre de masse ou centre/axe articulaire proximal ou distal du segment) suivant les (3) axes d'inertie principaux. Les moments d'inertie sont exprimés en kilogrammes mètres carrés (kg.m^2) ;
- certaines études mentionnent le rayon de giration. Celui-ci peut être calculé d'après la connaissance du moment d'inertie suivant un axe et la masse du segment étudié. Le rayon de giration est homogène à une longueur.

Ce chapitre présente l'état de l'art concernant l'anthropométrie pour l'AMH et s'organise de la manière suivante. Une première partie a pour objet de démontrer la nécessité d'utiliser des paramètres inertiels segmentaires (PIS), les plus proches de la réalité possible. En effet Pearsall et Reid [1994] dans leur revue de littérature insistent sur le fait que, étant donnée la précision atteinte par les systèmes de mesures utilisés en analyse du mouvement (principalement les outils d'analyse cinématique et les capteurs d'efforts), les erreurs sur les PIS utilisés représentent dorénavant la source d'erreur la plus importante. La démonstration de la sensibilité des résultats d'AMH aux paramètres segmentaires sera faite à partir d'études pour lesquelles les auteurs ont utilisé et comparé les résultats obtenus avec des paramètres provenant de différents modèles ou en faisant varier ces paramètres comme lors de simulations.

La seconde partie de ce chapitre présente les différentes méthodes utilisées depuis la Renaissance, début de l'étude d'organismes biologiques d'un point de vue mécanique [Pearsall et Reid, 1994], jusqu'à présent dans le but d'obtenir les PIS. Ces méthodes sont critiquées du point de vue des limitations qu'elles présentent, de leur faisabilité (rapport contraintes (coût, temps d'acquisition) sur précision des résultats), et des populations sur lesquelles elles ont été utilisées, ce dernier paramètre apparaissant comme primordial [Rao *et al.*, 2006 ; Achard de Leluardière *et al.*, 2006] lors de la sélection du modèle pour l'AMH envisagée.

Le but de ces méthodes d'estimation des PIS est la création de modèles adaptables aux sujets des AMH. Ces modèles, qualifiés d'anthropométriques, rendent possible l'individualisation des PIS et ne requièrent généralement qu'un nombre restreint de mesures prises sur le sujet.

La troisième partie de ce chapitre présente une revue des modèles anthropométriques les plus utilisés en AMH. Elle détaille ces modèles en les classant suivant leur type, à savoir géométrique ou proportionnel, et insiste sur le type de populations à partir duquel chaque modèle a été créé et sur la technique utilisée pour déterminer les modèles proportionnels. Cette section se termine par la description des améliorations de modèles proposés dans la littérature.

La conclusion de ce chapitre justifie l'emploi des outils et méthodes utilisées lors de ce travail de recherche dont le but est d'obtenir le meilleur compromis durée/qualité d'acquisition sur la précision des masses segmentaires obtenues de manière individualisée.

I.1 Évaluation des paramètres inertiels segmentaires

La première partie de cette section présente les recherches qui se sont appliquées à comparer les données issues de modèles anthropométriques. Les modèles issus des différentes méthodes de mesures sont simplement nommés dans cette sous-partie et sont détaillés au paragraphe I.3 du présent chapitre. La suite présente les études ayant confronté les résultats de ces modèles à une méthode de mesure étalon (*gold standard* dans la littérature anglo-saxonne).

La seconde partie présente des études ayant porté sur les conséquences des variations des PIS autour de valeurs estimées d'après un ou plusieurs modèles anthropométriques. Les études se basant sur des données expérimentales sont suivies par celles se basant sur des données issues de simulations.

I.1.1 Études et comparaisons des paramètres inertiels segmentaires

Le but de l'anthropométrie pour la biomécanique du mouvement est de fournir les données cinétiques nécessaires aux calculs de couples articulaires développés par les sujets étudiés ou permettant d'évaluer le travail fourni lors d'une activité. L'obtention de PIS précis et individuels étant fastidieuse et, soit relativement coûteuse (imagerie médicale) voire impossible faute d'accès au matériel, soit éthiquement difficile (méthodes invasives), l'AMH a le plus souvent recours à des modèles issus de travaux de groupes de recherche ayant mesuré précisément ces PIS [Dempster, 1955 ; Zatsiorsky et Seluyanov, 1983 ; Cheng *et al.*, 2000].

Les différents modèles, élaborés sur des populations variées, ont été comparés par un certain nombre d'auteurs, lesquels ont mis en évidence des différences notables comme Pearsall et Costigan [1999] qui ont décelé des différences significatives entre des modèles issus de données cadavériques [Dempster, 1955 ; Clauser *et al.*, 1969] et mesurées *in vivo* [Zatsiorsky et Seluyanov, 1983 ; Zatsiorsky et Seluyanov, 1985 ; Zatsiorsky *et al.*, 1990]. Il est important de remarquer que ces différences n'étaient pas systématiquement relevées entre les deux mêmes modèles. Les résultats présentés par ces auteurs concernaient les masses, positions des centres de masse et moments principaux d'inertie uniquement pour les segments cuisse et

jambe. Ils présentaient néanmoins des différences très importantes pouvant dépasser les 40% pour certaines masses segmentaires, comme celle de la cuisse, ainsi que pour les moments d'inertie. Ces différences ont été relevées d'après l'application des modèles à une population de jeunes hommes, population de loin la plus représentée dans les AMH.

D'autres auteurs [Achard de Leluardière *et al.*, 2006] se sont aussi intéressés aux disparités observées entre différents modèles communément utilisés en AMH, à savoir le modèle présenté par Winter [1979]¹ et celui issu des travaux de Hanavan [1964]. Ces auteurs ont mis en évidence des différences significatives entre ces deux modèles concernant les positions des centres de masse et les moments d'inertie et ceci pour la quasi-totalité des huit segments étudiés (tous sauf pied et tronc pour les centres de masse, tous sauf cuisse et jambe pour les moments d'inertie par rapport à l'axe transverse). Cette étude a été réalisée sur un échantillon d'adolescents obèses.

Capozzo et Berme [1990] décrivent les erreurs sur les estimations des PIS pouvant atteindre 48% pour les masses segmentaires, 25% pour les positions des centres de masse et jusqu'à 80% pour certains moments d'inertie (*in* Kingma et collaborateurs [1996]).

Certains groupes de recherche ont cherché à comparer les résultats de méthodes de mesures individuelles de PIS à ceux issus de modèles couramment utilisés en AMH. Un certain engouement pour ce type de recherche a pu être observé ces dernières années avec le développement de méthodes d'imagerie médicales comme l'imagerie par résonance magnétique (IRM) ou le DXA (ou DEXA pour *dual energy X-ray absorptiometry*).

En ce qui concerne l'IRM, Cheng et collaborateurs [2000], s'inspirant d'autres travaux [Martin *et al.*, 1989 ; Mungiole et Martin, 1990 ; Pearsall *et al.*, 1994], ont estimé les PIS d'une population de jeunes adultes chinois. Ils ont remarqué des masses segmentaires relatives ($m_{\text{segment}}/m_{\text{totale}}$) plus importantes pour le bras, la cuisse et le pied ainsi qu'une position des centres de masse plus caudale pour tous les segments, exception faite de la main. Ces variations ont été observées par comparaison avec les données de Dempster [1955] car ce groupe a utilisé la même segmentation, malheureusement aucune différence statistique n'a été recherchée pour mettre en évidence ces différences.

¹ : le modèle utilisé par ce groupe est identique à celui décrit par le même auteur en 1991 et 2005 lors des autres éditions du même ouvrage.

Les travaux les plus importants concernant les comparaisons entre PIS provenant de modèles et paramètres mesurés *in vivo* ont utilisé des systèmes DXA. La rapidité de ce type de scanner et les faibles doses de radiations auxquelles il expose le sujet en ont fait une méthode de mesure des PIS très attractive.

Ganley et Powers [2004a], lors d'une première étude, ont comparé les résultats des scans DXA des membres inférieurs aux résultats obtenus avec le modèle de Winter [1990] pour une population de 10 femmes et 10 hommes adultes en bonne santé. Des différences significatives ont été mises en évidence pour tous les PIS et pour les trois segments étudiés (pied, jambe et cuisse) excepté pour la masse de la cuisse.

Dans une seconde étude [Ganley et Powers, 2004b], portant sur 50 enfants âgés de 7 à 13 ans cette fois-ci, ces mêmes auteurs ont comparé les PIS du membre inférieur obtenus par DXA et ceux du modèle issu des travaux de Dempster [1955]. Ils ont ainsi mis en évidence des différences statistiquement significatives entre le modèle et la mesure pour la masse de la cuisse, pour la position du centre de masse concernant les segments cuisse et jambe (ainsi que pour le pied dans le sous-groupe 11-13 ans ($n = 13$)), de même que pour les moments d'inertie des trois segments étudiés.

Dumas et collaborateurs [2005] ont cherché à comparer les résultats obtenus lors de mesures de PIS de la cuisse par un système de radiographie basses doses avec ceux issus d'équations de régression (modèles proportionnels). Là encore des différences significatives ont été mises en évidence particulièrement lors de comparaisons avec les équations issues d'études cadavériques [Dempster, 1955 ; Chandler *et al.*, 1975]. Les différences mises en évidence concernent la masse du segment étudié [Dempster, 1955 ; Chandler *et al.*, 1975 ; Durking et Dowling, 2003], la position de son centre de masse [Chandler *et al.*, 1975 ; Cheng *et al.*, 2000 ; de Leva, 1996a] et les moments d'inertie [Dempster, 1955, Chandler *et al.*, 1975 ; Cheng *et al.*, 2000]. Une autre publication des mêmes auteurs [Dumas *et al.*, 2004] présente des résultats similaires mais malheureusement non validés statistiquement. L'échantillon testé [Dumas *et al.*, 2005], comptait 8 femmes et 8 hommes jeunes, de moyennes d'âges (\pm ET) 26 (\pm 5) ans et 27 (\pm 4) ans, respectivement.

Les études précédemment citées [Ganley et Powers, 2004a et 2004b ; Dumas *et al.*, 2005 ; Achard de Leluardière *et al.*, 2006] s'accordent sur le fait que l'utilisation de modèles

anthropométriques doit être réfléchi, i.e. que la population d'étude doit être comparable à celle ayant été mesurée pour l'obtention du modèle anthropométrique.

I.1.2 Effets des paramètres inertiels segmentaires sur l'analyse du mouvement

Étant donné que l'AMH repose sur des calculs utilisant les PIS et que ceux-ci varient d'une manière relativement importante d'un modèle à l'autre ou que des différences significatives sont mises en évidence lors de comparaison entre les modèles anthropométriques et des résultats de mesures directes, un certain nombre de groupes de recherche se sont intéressés aux effets liés à l'utilisation de paramètres segmentaires potentiellement erronés. Ces études ont été réalisées soit en utilisant des modèles différents soit en utilisant un modèle et en faisant varier les PIS issus d'un modèle autour de valeurs données.

Les travaux de recherche ayant étudié l'effet de différents modèles anthropométriques sur les résultats de l'AMH ont principalement porté sur la locomotion [Pearsall et Costigan, 1999 ; Rao *et al.*, 2006], mais aussi sur la montée/descente de marche [Fantozzi *et al.*, 2005], sur la course [Krabbe *et al.*, 1997] et sur le saut vertical expérimentalement [Achard de Leluardière *et al.*, 2006] ou en simulation [Nagano *et al.*, 2000].

Krabbe et collaborateurs [1997] ont démontré la nécessité de la prise en compte des inerties segmentaires lors de la course avec un échantillon de marathoniens (testés à $5 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$) lorsque l'on souhaite obtenir des données fiables et ceci spécifiquement en ce qui concerne les couples articulaires au niveau de la hanche et du genou, où les erreurs sur les PIS commencent à être importantes.

Certaines différences ont été mises en évidence en ce qui concerne les couples articulaires normalisés au niveau du membre inférieur lors de la montée et particulièrement lors de la descente de marches [Fantozzi et al 2005], en utilisant différents modèles [Chandler *et al.*, 1975 ; Winter, 1990 ; de Leva, 1996a ; Cheng *et al.*, 2000 ; Ganley et Powers, 2004a]. Il est important de remarquer que ces différences vont en augmentant à mesure que l'on s'éloigne des articulations distales, de la cheville vers la hanche, et que les différences les plus importantes ont été relevées entre des modèles issus de jeunes hommes caucasiens [Zatsiorsky *et al.*, 1990] et de chinois [Cheng *et al.*, 2000] qui sont des modèles « population spécifique ».

Une étude basée sur la simulation en deux dimensions (2D) d'un saut vertical [Nagano *et al.*, 2000] a démontré que le travail effectué est grandement affecté par les modifications des positions des centres articulaires et centres de masse segmentaires, mettant en évidence des différences allant de -7% à 13% et de -20% à 23% suivant la méthode de calcul utilisée. Ce groupe a aussi mis en évidence l'influence relative de la position du centre articulaire comme plus importante que celle du centre de masse. Lors de cette étude [Nagano *et al.*, 2000] les positions des centres articulaires et centres de masse étaient modifiées de $\pm 10\%$, variations justifiées par les auteurs au vu de la littérature. Cet ordre de grandeur de variation des PIS a d'ailleurs été retenu par Lenzi et collaborateurs [2003] pour l'étude de leur influence sur la simulation de la position du centre de masse. Ce groupe rapporte, par exemple, des erreurs (RMSE) de 19 mm sur la position du centre de masse lors de simulations 2D d'équilibre debout.

Andrews et Mish [1996] ont analysé la sensibilité des calculs des forces et couples articulaires aux variations des PIS en les faisant varier de $\pm 5\%$. Lors d'une simulation de mouvement de flexion extension du genou en 2D et en modélisant cette articulation par une liaison pivot simple, ils ont mis en évidence des différences sur les variables biomécaniques de 7 à 12% entre les valeurs simulées avec les PIS nominaux et ceux biaisés. Il est important de remarquer que les variations utilisées lors de ces travaux sont dans la fourchette basse des différences observées entre les modèles de la littérature mais qu'elles induisent néanmoins des modifications importantes sur variables biomécaniques.

Même si certains auteurs [Andrews et Mish, 1996 ; Lenzi *et al.*, 2003 ; Pearsall et Costigan, 1999] ont mis en évidence que les variations des couples intersegmentaires sont relativement faibles dans certains cas, ils s'accordent tout de même pour conclure que la sensibilité des variables biomécaniques aux PIS dépend de la tâche à effectuer. Les travaux de ces auteurs n'ayant eu pour objet que des activités ne nécessitant que des accélérations faibles, e.g. la marche, ils suggèrent que l'influence des PIS sur l'AMH deviendrait plus importantes sur des activités nécessitant des accélérations segmentaires plus importantes, comme les gestes de lancer par exemple [Pearsall et Costigan, 1999].

Certains auteurs, comme Clauser et collaborateurs [1969], ont très tôt prévenu les chercheurs en AMH contre l'utilisation non réfléchie de modèles anthropométriques permettant l'obtention des PIS : les utilisateurs doivent prendre garde à la population ayant été mesurée

pour créer le modèle et être sûrs que leur population d'étude est similaire. Malgré cela le choix de certains groupes de recherche se portent plus facilement sur l'habitude, la disponibilité et/ou la facilité d'utilisation que sur la validité du modèle des PIS utilisé [Bégon et Lacouture, 2005], et ceci même si ces mises en gardes ont été avérées [Fantozzi *et al.*, 2005].

I.2 Méthodes de détermination des paramètres inertiels segmentaires

L'anthropométrie réalisée en vue d'obtenir des paramètres segmentaires, tels que ceux définis ci-dessus en introduction, a commencé après la Renaissance avec les travaux de Borelli [1681] et Galilée (*in* Pearsall et Reid [1994]), qui ont, les premiers, décrit les mouvements humains et animaux d'un point de vue mécanique. Cette discipline prend réellement son essor avec les travaux de Harless [1860] (*in* Pearsall et Reid [1994]), qui fut le premier à utiliser la dissection de cadavres comme moyen d'obtenir des PIS.

I.2.1 Etudes cadavériques

Les méthodes de détermination des PIS d'après des segmentations de cadavres ont débuté avec les travaux de Harless en 1860 [*in* Pearsall et Reid, 1994], elles se sont prolongées de la fin du 19^{ème} siècle (Braune et Fischer [1892], *in* Pearsall et Reid, 1994) au milieu des années 1980 [Lephart, 1984 ; Clarys et Marfell-Jones, 1986]. Depuis 1950, une dizaine d'études ont été publiées sur ce sujet, les plus importantes ont été celles menées au sein de l'armée américaine [Dempster, 1955 ; Clauser et al, 1969 ; Chandler et al, 1975] et par Fujikawa [1963], *in* Pearsall et Reid [1994], et Clarys et Marfell-Jones [1986]. Le développement de l'imagerie médicale et la difficulté d'obtenir des cadavres ont restreint le nombre d'études s'intéressant à la mesure des PIS par cette méthode depuis les années 1970.

Les principales études des PIS par segmentation de cadavres sont présentées table I.1.

L'avantage de ce type d'étude est qu'il permet l'obtention de paramètres segmentaires par mesure directe. Certaines études critiquent néanmoins ce type de mesures de PIS avançant l'argument que les mesures sont effectuées sur des cadavres et que ceux-ci peuvent ne pas représenter fidèlement une population vivante. En effet des différences ont été observées entre populations vivantes et cadavériques, en ce qui concerne la masse totale (masses moyennes de 66,52 kg, 74,24 kg et 75,75 kg, pour des populations de cadavres, personnels de l'USAF et travailleurs civils, respectivement, pour des tailles moyennes similaires) [Clauser et al., 1969].

Table I.1 – Statistiques démographiques des études cadavériques

Étude \ Sujets	Taille ¹ (m)	Masse ¹ (kg)	Âge ¹ (ans)	Sexe	Effectif
Harless [1860] ^b	ND	64,0 ; 47,1	29	Masculin	2
Braune et Fischer [1892] ^a	ND	75,1 ; 60,8 ; 55,7	18-50	Masculin	3
Dempster [1955]	ND	59,8 ± 8,3	52-83	Masculin	8
Fujikawa [1963] ^a	ND	ND	28-77	Masculin	3
	ND	ND	70 ; 83	Féminin	2
Clouser <i>et al.</i> [1969]	172,7 ± 5,9	66,5 ± 8,7	49,3 ± 13,7	Masculin	13
Chandler <i>et al.</i> [1975]	172,1 ± 5,8	65,2 ± 13,2	54,3 ± 7,4	Masculin	6
Clarys <i>et al.</i> [1986]	ND	51,9 ± 3,5	79,7 ± 1,2	Féminin	3
	ND	63,3 ± 18,4	54,0 ± 34,1	Masculin	3

¹ : les valeurs sont présentées telles que moyenne ± écart-type, minimum-maximum ou valeur(s)

ND : non disponible

^a : *in* Pearsall et Reid [1994]

^b : *in* Chandler *et al.* [1975]

I.2.2 Les méthodes mécaniques

Les méthodes dites mécaniques regroupent les méthodes pour lesquelles la mesure d'une grandeur physique permet d'obtenir un ou plusieurs des paramètres segmentaires. Les méthodes mécaniques principales sont celle du pendule, de la libération rapide (quick release) et des oscillations. La méthode de la planche à réaction est une autre méthode mécanique. Elle est présentée dans la section I.2.6 compte tenu du nombre d'études dans lesquelles elle a été utilisée.

La méthode du pendule est utilisée pour la détermination des moments d'inertie de segments corporels, ceux-ci sont obtenus de la manière suivante [Dowling *et al.*, 2006] :

$$I = \frac{t^2 mgD}{4\pi^2} - mD^2 \quad (I.1)$$

I étant le moment d'inertie par rapport à l'axe auquel est suspendu le segment (kg.m²), t la période d'oscillation (s), m la masse du segment (kg), g l'intensité du champ gravitationnel (m.s⁻²) et D la distance de l'axe au centre de masse de l'objet (m). Cette méthode nécessite la connaissance de la masse et de la position du centre de masse de l'objet. Une intéressante évaluation de cette méthode et du matériel expérimental utilisé est présentée par Lephart [1984]. D'autre part Dowling et collaborateurs [2006] suggèrent de régler D légèrement inférieur au rayon de gyration de manière à minimiser l'incertitude.

La méthode de la libération rapide [Bouisset et Pertuzon, 1968, *in* Hédoux, 2004] permet, elle aussi, d'estimer l'inertie segmentaire. Son principe est de retenir un segment tout en

demandant au sujet d'essayer de se libérer. L'effort exercé par le sujet et l'accélération du segment sont mesurés au moment où le segment est libéré (figure I.1). L'inertie du segment est ensuite déduite de ces mesures par la formule :

$$I = \frac{F \cdot y_1 \cdot y_2}{a} \quad (1.2)$$

avec a ($m.s^{-2}$) l'accélération tangentielle mesurée à la distance y_2 (m) de l'axe de rotation et F (N) l'effort mesuré à une distance y_1 de ce même axe. I est le moment d'inertie par rapport à l'axe en question ($kg.m^2$).

La méthode des oscillations consiste à enregistrer les oscillations effectuées par l'ensemble segment étudié – dispositif expérimental et à comparer ces oscillations à celles mesurées avec le dispositif expérimental seul. Plusieurs type de dispositifs ont été réalisés [Hatze, 1975 ; Peyton, 1986], mais le principe reste le même. Par exemple la méthode de Hatze [1975] (figure I.2) consiste à enregistrer les oscillations effectuées par le membre inférieur lorsque le ressort est lâché depuis sa position de repos. La méthode des oscillations est sensible aux contractions musculaires qui doivent être gardées minimales par le sujet.

Les inconvénients présentés par les méthodes de mesures mécaniques sont qu'elles doivent soit être réalisées *in vitro*, dans le cas de la méthode du pendule, soit elles sont dépendantes de degré de relaxation ou de motivation des sujets étudiés. En effet, les contractions, de manière générale, et les co-contractions nuisent à l'estimation de l'inertie, pour la méthode des oscillations et pour la libération rapide, respectivement.

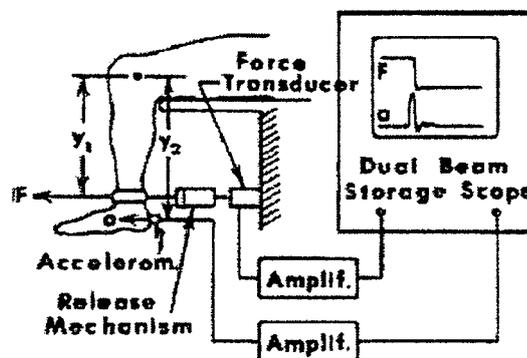


Figure I.1 – Méthode de libération rapide [Bouisset et Pertuzon, 1968, *in* Hédoux 2004]

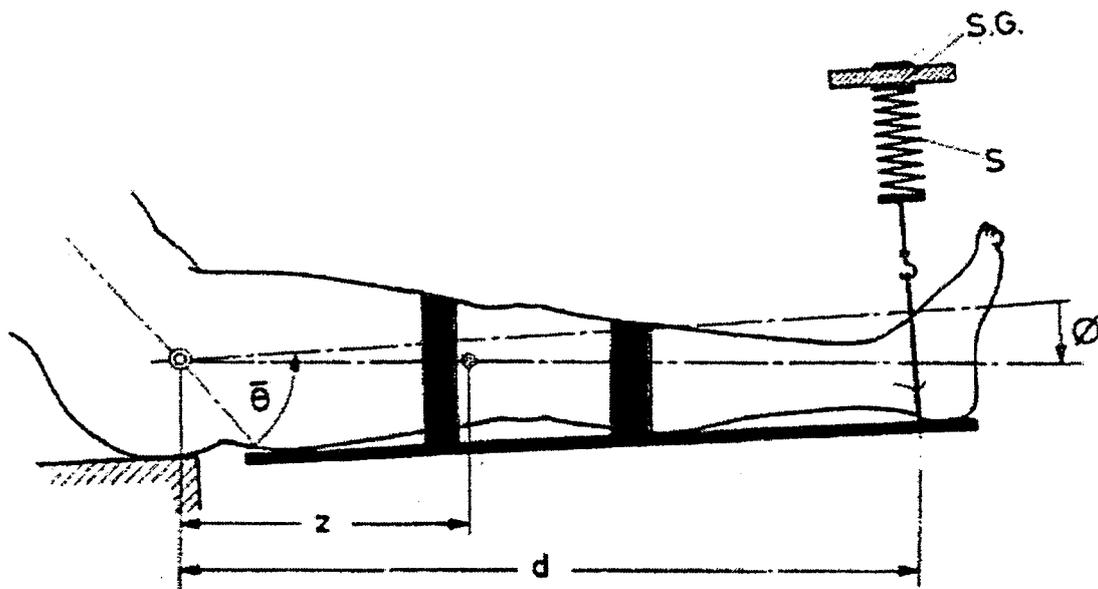


Figure I.2 – Méthode des oscillations par Hatze [1975]

I.2.3 Volumétrie

La volumétrie consiste en la détermination du volume d'un segment par immersion de celui-ci. Elle peut être de plusieurs types : soit à débordement (figure I.3), soit à variation de niveau ou bien encore par remplissages successifs [Drillis et Contini, 1966]. Dans tous les cas c'est la quantité de fluide déplacé qui est mesuré.

La volumétrie a été largement utilisée par de nombreux auteurs, tant sur des cadavres [Chandler *et al.*, 1975] que sur des sujets vivants [Drillis et Contini, 1966 ; Plagenhoef *et al.*, 1983 ; Norton *et al.*, 2002 ; Leboucher *et al.*, 2006]. Sa simplicité fait d'elle un méthode intéressante en ce qui concerne la validation de nouvelles méthodes de mesures de l'enveloppe extérieure du corps [Norton *et al.*, 2002]. La volumétrie a aussi permis à Chandler et collaborateurs [1975] de proposer des équations de régression plus précises (voir section I.3.1). L'utilisation de cette méthode nécessite de faire des hypothèses sur les densités segmentaires. Les populations étudiées lors des études précédentes sont présentées table I.2.

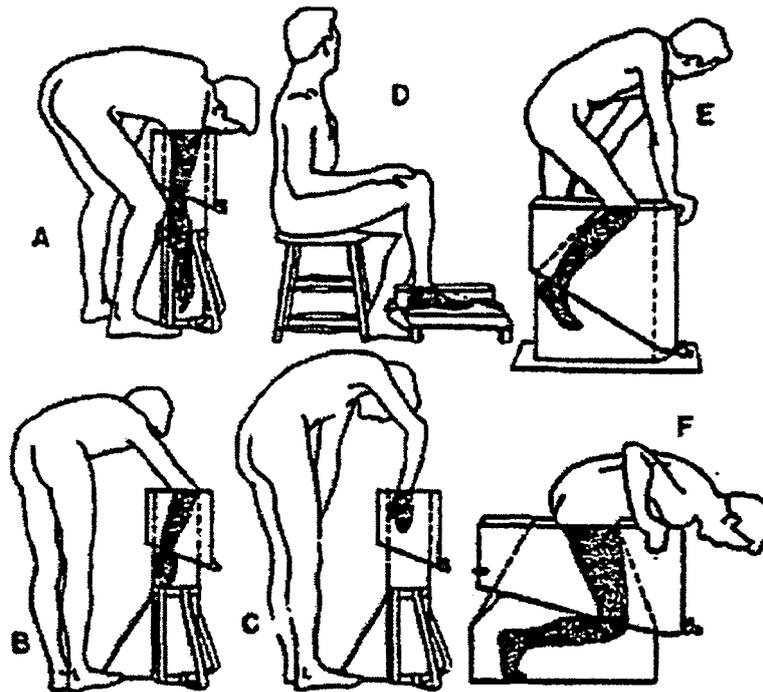


Figure I.3 – Volumétrie des segments des membres d'après Dempster [1955]

Table I.2 – Statistiques démographiques des études issues de la volumétrie

Étude\ Sujets	Taille ¹ (cm)	Masse ¹ (kg)	Âge ¹ (ans)	Sexe	Effectif
Chandler <i>et al.</i> [1975]			Cf table I.1		
Drillis et Contini [1966] ^a	176,0 ± 7,2	73,4 ± 7,6	27,2 ± 6,5	Masculin	12
Plagenhoef <i>et al.</i> [1983]	ND	ND	ND	Féminin	100 ^c
	ND	ND	ND	Masculin	35 ^c
Leboucher <i>et al.</i> [2006] ^b	154,5 ± 8,6	48,3 ± 11,5	14,4 ± 3,4	Féminin	30

¹ : les valeurs sont présentées telles que moyenne ± écart-type, minimum-maximum ou valeur(s)

ND : non disponible

^a : seuls les volumes des membres ont été mesurés

^b : seuls les volumes des mains et avant-bras ont été mesurés

^c : *in* Pearsall et Reid [1994]

I.2.4 Méthodes à rayons

Ces méthodes font partie des méthodes utilisées en imagerie médicales. Elles regroupent la radiographie X, la tomographie (*computerised tomography*, CT), le scanner gamma à mono-intensité et les plus récentes radiographies à basses doses et DXA (*dual-energy X-rays absorptiometry*, ou DEXA).

La première utilisation de la tomographie dans le but de déterminer les PIS a été rapportée par Huang et Suarez [1983]. D'autres groupes de recherche ont aussi utilisé cette technique pour la détermination de paramètres segmentaires pour l'avant-bras sur cadavres [Rodrigue et Gagnon, 1983] et le membre inférieur [Ackland *et al.*, 1988b, *in* Pearsall et Reid, 1994], *in vivo* et *in vitro*. Wei et Jensen [1995] ont aussi publié les résultats d'une étude concernant le corps entier et réalisée sur population de jeunes femmes chinoises.

En ce qui concerne le scanner à rayons gammas, l'étude la plus importante a été menée par Zatsiorsky et Seluyanov [1983] sur un échantillon de 100 étudiants russes (caucasiens), puis sur 14 étudiantes [Zatsiorsky *et al.*, 1990, *in* Pearsall et Reid, 1994]. Ces études ont mené à la réalisation de plusieurs modèles du plus simple au plus élaboré [Zatsiorsky et Seluyanov, 1983 ; Zatsiorsky et Seluyanov, 1985 ; Zatsiorsky *et al.*, 1990], ces modèles sont décrits aux sections I.3.1 et I.3.2 du présent chapitre.

La radiographie basses doses a été utilisées par Dumas et collaborateurs [2005], dans le but d'estimer les paramètres segmentaires de la cuisse (figure I.4). Ce système découle des travaux de recherche de Charpak. Ces auteurs ont trouvé un bon agrément entre leurs estimations et les prédictions issues des modèles de Zatsiorsky-de Leva [de Leva, 1996a] et Durkin et Dowling [2003].

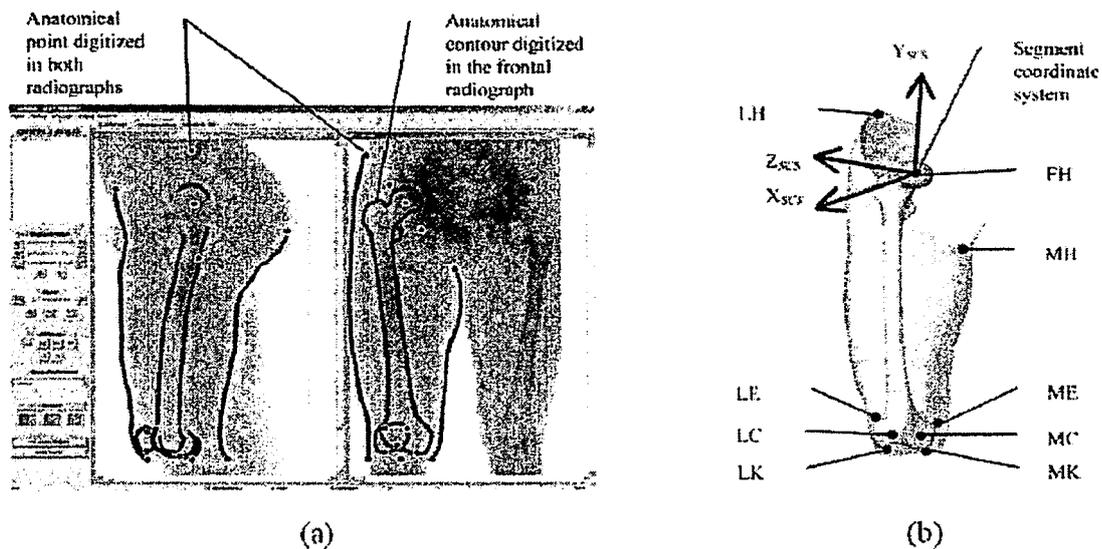


Figure I.4 – Numérisation d'après radiographies basses doses et modèle d'une cuisse [Dumas *et al.*, 2005]

La dernière méthode décrite dans cette section est le DXA (figure I.5). Elle a été utilisée extensivement par Ganley et Powers et Durkin et collaborateurs ces dernières années. Leurs études ont porté sur la détermination des PIS du membre inférieur des populations de jeunes adultes [Ganley et Powers, 2004a] et d'enfants [Ganley et Powers, 2004b]. Les populations étudiées dans les études citées ici sont décrites table I.3.

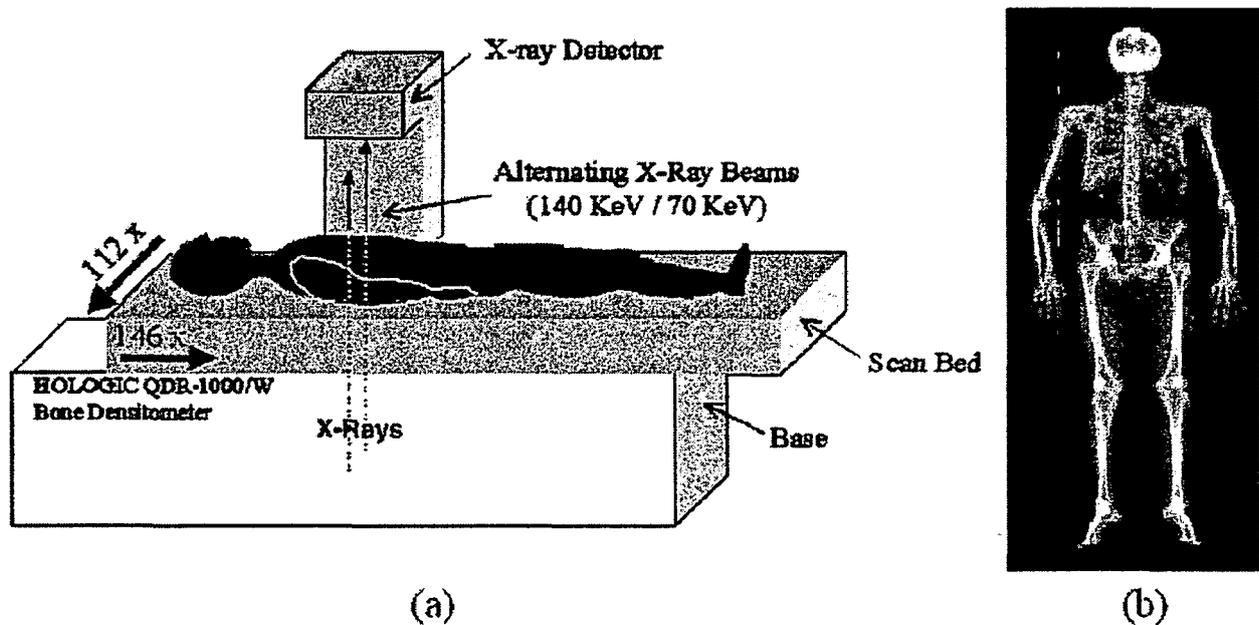


Figure I.5 – Protocole expérimental (a) et image des densités (b) d'après un scan DXA [Durkin *et al.*, 2002]

Table I.3 – Démographie des populations étudiées par des méthodes à rayons

Étude\sujets	Taille ¹ (cm)	Masse ¹ (kg)	Âge ¹ (ans)	Sexe	Effectif
Huang <i>et al.</i> [1983]	89	13,6	2,5	Féminin	1
Zatsiorsky <i>et al.</i> [1983]	174,1 ± 6,2	73,0 ± 9,1	23,8 ± 6,2	Masculin	100
Ackland <i>et al.</i> [1988b]	ND	ND	ND	ND	ND
Wei et Jensen [1995]	165-195 ^b	ND	18-23	Féminin	50
Durkin <i>et al.</i> [2002]	178 ± 5,1	76,0 ± 6,4	ND	Masculin	11
Durkin <i>et al.</i> [2003]	163,5 ± 7,5	57,0 ± 7,0	22,0 ± 2,9	Féminin	25
	174,8 ± 6,7	72,4 ± 10,4	23,8 ± 1,8	Masculin	25
	159,7 ± 4,9	62,8 ± 10,4	66,5 ± 7,8	Féminin	25
	174,9 ± 6,3	82,7 ± 12,7	68,5 ± 6,8	Masculin	25
Ganley <i>et al.</i> [2004a]	171,3 ± 10,0	74,7 ± 15,2	31,0 ± 8,6	10 femmes / 10 hommes	
Ganley <i>et al.</i> [2004b]	129,0 ± 6	33,4 ± 10,5	7-8	12 femmes / 9 hommes	
	138,9 ± 8	40,2 ± 9,6	9-10	3 femmes / 13 hommes	
	154,0 ± 9	46,4 ± 9,6	11-13	2 femmes / 11 hommes	
Dumas <i>et al.</i> [2005]	177 ± 3	66 ± 7	26 ± 5	Féminin	8
	168 ± 7	60 ± 4	27 ± 4	Masculin	8

¹ : les valeurs sont présentées telles que moyenne ± écart-type, minimum-maximum ou valeur(s).

ND : non disponible

^a : in Pearsall et Reid [1994]

^b : taille estimée d'après le nombre de tranches acquises lors des scans et l'épaisseur de ces tranches.

L'avantage de ce type de mesures est qu'il peut être réalisé *in vivo* et qu'il peut donc présenter une méthode de mesures anthropométriques individualisée, dont les résultats peuvent être utilisés lors d'une AMH consécutive. Ses inconvénients sont la disponibilité du matériel, qui peut être restreinte pour les études hors hôpitaux par exemple, et le fait que ces méthodes soient irradiantes, même si ce problème est fortement réduit en ce qui concerne les études les plus récentes [Ganley et Powers, 2004a ; Dumas *et al.*, 2004].

I.2.5 Imagerie par résonance magnétique

L'imagerie par résonance magnétique (IRM), est à rapprocher des méthodes à rayons décrites précédemment car elle fait, elle aussi, partie des méthodes d'imagerie médicale. Cette technique a volontairement été séparée des précédentes car on ne lui connaît pas, à ce jour, d'effets néfastes sur la santé.

Les premières études ayant pour objet la détermination des PIS par IRM sont à mettre au compte de Mungiole et Martin. Ce groupe a évalué l'IRM pour la détermination des paramètres segmentaires en étudiant des cadavres de babouins [Martin *et al.*, 1989] puis a étendu son étude à des jambes de sujets vivants [Mungiole et Martin, 1990]. D'autres groupes de recherche ont utilisé ce moyen pour déterminer les caractéristiques du tronc [Pearsall *et al.*, 1994], du membre inférieur [Pinti *et al.*, 2000] (figure I.6) et du corps entier [Cheng *et al.*, 2000].

Ce type de méthode d'obtention des paramètres segmentaires repose sur l'hypothèse de la connaissance des densités des tissus constituant les segments étudiés ainsi que sur l'identification de ces derniers. Le coût, d'acquisition et d'utilisation, ainsi que le manque de disponibilité des machines IRM ont néanmoins limité l'utilisation de l'IRM pour la détermination des PIS.

Les populations étudiées en imagerie par résonance magnétique sont décrites table I.4.

Table I.4 – Statistiques démographiques des sujets des études issues d'IRM

Étude\sujets	Taille ¹ (cm)	Masse ¹ (kg)	Âge ¹ (ans)	Sexe	Effectif
Mungiole <i>et al.</i> [1990]	177,7 ± 4,5	66,2 ± 3,7	28,6 ± 3,4	Masculin	12
Pearsall <i>et al.</i> [1994]	174,5 ± 5,7	87,3 ± 16,8	40,5 ± 14,4	Masculin	26
Cheng <i>et al.</i> [2000]	173 ± 4	64 ± 6	26 ± 4	Masculin	8
Pinti <i>et al.</i> [2000]	ND	ND	45	Masculin	1

¹ : les valeurs sont présentées telles que moyenne ± écart-type, minimum-maximum ou valeur(s).

ND : non disponible

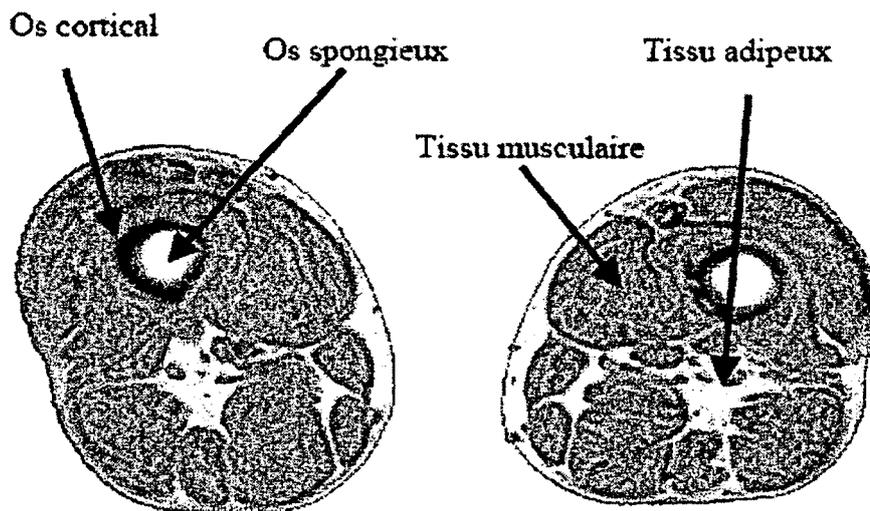


Figure I.6 – Coupes IRM de la cuisse et identification des différents tissus d'après Hédoux [2004]

I.2.6 Planche à réaction

La méthode dite de la planche à réaction (*reaction board* en anglais) est la plus ancienne méthode permettant la détermination des PIS. Borelli [1681] (*in* Pearsall et Reid [1994]) fut l'un des premiers à utiliser cette méthode. Elle a été reprise de nombreuses fois sous différentes formes [Du Bois-Reymond [1900], Bernstein *et al.* [1931] et Palmer [1944], tous *in* Pearsall et Reid [1994] ; Drillis et Contini, 1966] et notamment récemment par Pataky et collaborateurs [2003] (figure I.7) et Park et collaborateurs [1999] (figure I.8). Les populations dont les masses segmentaires ont été étudiées par cette méthode sont décrites table I.5.

Table I.5 – Statistiques démographiques des études issues des études avec planche à réaction

Étude \ Sujets	Taille ¹ (cm)	Masse ¹ (kg)	Âge ¹ (ans)	Sexe	Effectif
Bernstein <i>et al.</i> [1931] ^a	ND	ND	12-75	Masculin	76
	ND	ND	ND	Féminin	76
Palmer [1944] ^a	ND	ND	2-3	ND	5
Drillis et Contini [1966]			Cf table I.2		
Park <i>et al.</i> [1999]	ND	ND	20-39	Féminin	29
	ND	ND	20-39	Masculin	31
Pataky <i>et al.</i> [2003]	178,5 ± 4,4	70,6 ± 6,6	20,1 ± 2,0	Féminin	8
	172,9 ± 4,6	66,7 ± 6,9	19,9 ± 1,0	Féminin	17
	175,3 ± 6,2	77,6 ± 11,8	22,5 ± 2,0	Masculin	7

¹ : les valeurs sont présentées telles que moyenne ± écart-type, minimum-maximum ou valeur(s).

ND : non disponible

^a : *in* Pearsall et Reid [1994]

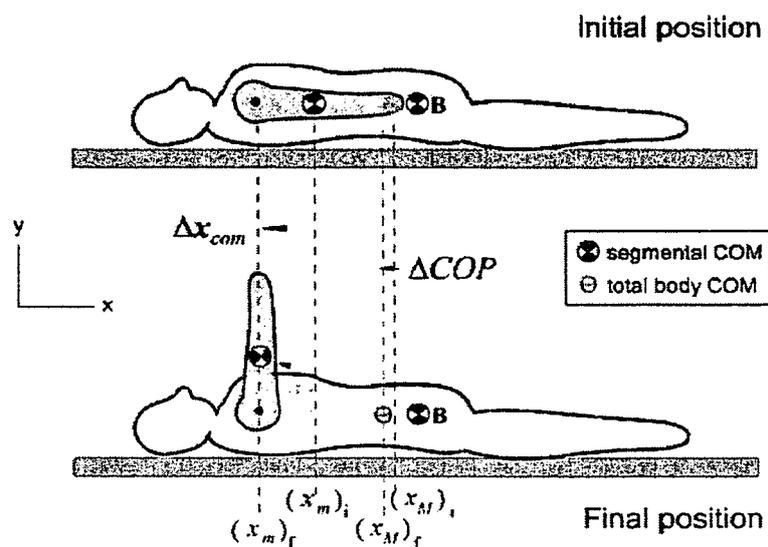


Figure I.7 – Détermination des masses segmentaires d'après Pataky et collaborateurs [2003]

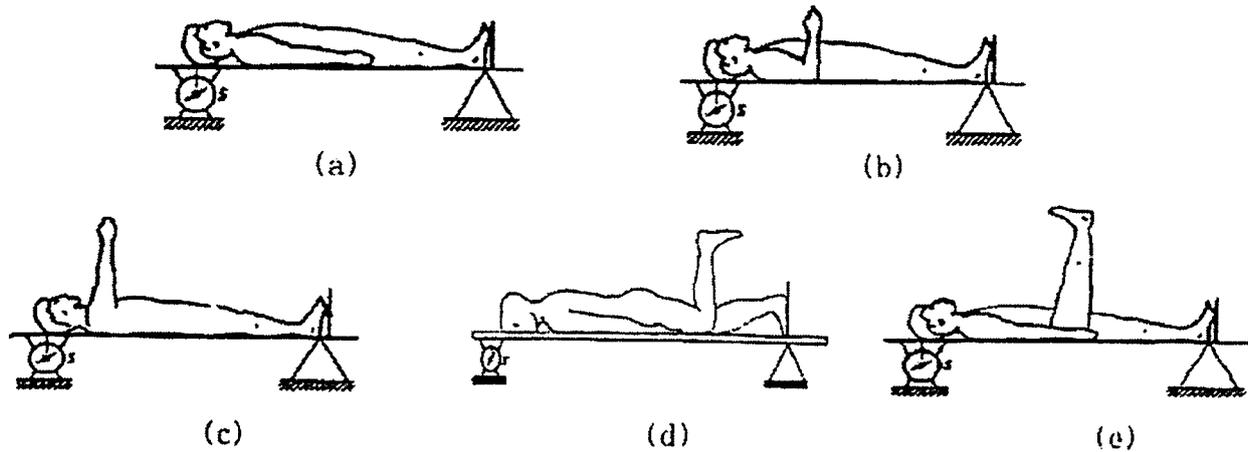


Figure I.8 – Postures adoptées dans l'étude de Park et collaborateurs [1999]

Cette méthode présente les avantages d'être simple et réalisable sur des sujets vivants. Son inconvénient majeur repose sur la nécessité de faire des hypothèses sur la position des centres de masse pour déterminer les masses, et *vice versa*. Elle a généralement été utilisée pour permettre la détermination des PIS des membres dont la grande mobilité permet l'obtention de résultats fiables.

I.2.7 Photogrammétrie

Cette dernière méthode d'obtention de paramètres segmentaires regroupe les méthodes issues de l'analyse d'images. Elle consiste en la prise de plusieurs clichés et en la reconstruction géométrique des contours extérieurs du sujet à analyser. Ce type de méthode s'étend de méthodes simples, comme la prise de deux clichés [Jensen, 1978], à des méthodes beaucoup plus élaborées, comme la projection de franges de lumière calibrée issues de plusieurs ensembles caméras-projecteurs [Pinti *et al.*, 2005] (figure I.9). Ces dernières méthodes restent néanmoins très onéreuses, même si elles permettent l'obtention précise de volumes segmentaires, de l'ordre du pourcent [Norton *et al.*, 2002].

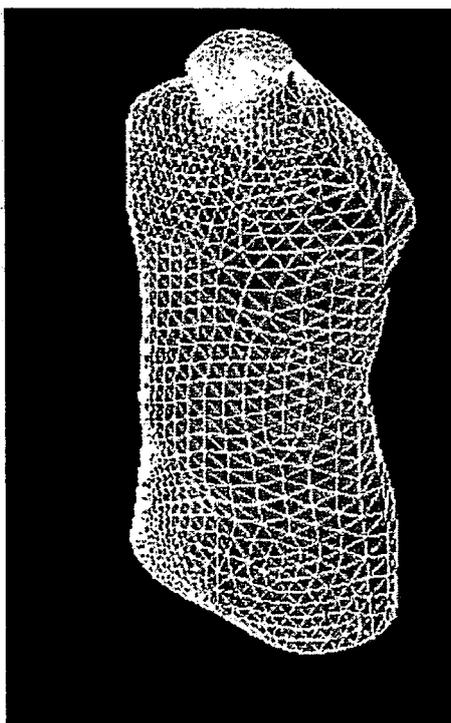


Figure I.9 – Reconstruction d'un tronc d'après les données d'un système SYMCAD OPTIFIT
[Pinti *et al.*, 2005]

Les principales études anthropométriques visant à l'obtention de paramètres segmentaires ont été réalisées par quelques groupes seulement. Nous pouvons citer McConville et collaborateurs [1980], Young et collaborateurs [1983] (études sur de jeunes hommes et femmes, respectivement, tous deux *in* Kaleps et collaborateurs [1984]), Yokoi et collaborateurs [1985] (*in* Pearsall et Reid [1994]), Ackland et collaborateurs [1988a] et Jensen pour ses nombreuses études. Ce dernier a utilisé une méthode inspirée des travaux de Weinbach [1938, *in* Jensen, 1978] sur différentes populations et s'est attaché à développer des modèles pour chaque population étudiée. On peut citer comme populations d'étude : les enfants de 4 à 20 ans [Jensen, 1989], les personnes âgées [Jensen et Fletcher, 1993 et 1994], les femmes enceintes [Jensen *et al.*, 1996a et 1996b] et les très jeunes enfants [Sun et Jensen 1992 ; Chester et Jensen, 2005]. Ces différentes populations d'étude sont illustrées figure I.10. D'autres groupes de recherche ont utilisé la même méthode photogrammétrique pour l'étude PIS du tronc des femmes enceintes, leurs relations avec les maux de dos [Leboucher *et al.*, 2004] ainsi que pour la création d'un modèle anthropométriques adapté aux gymnastes féminines [Leboucher *et al.*, 2006].

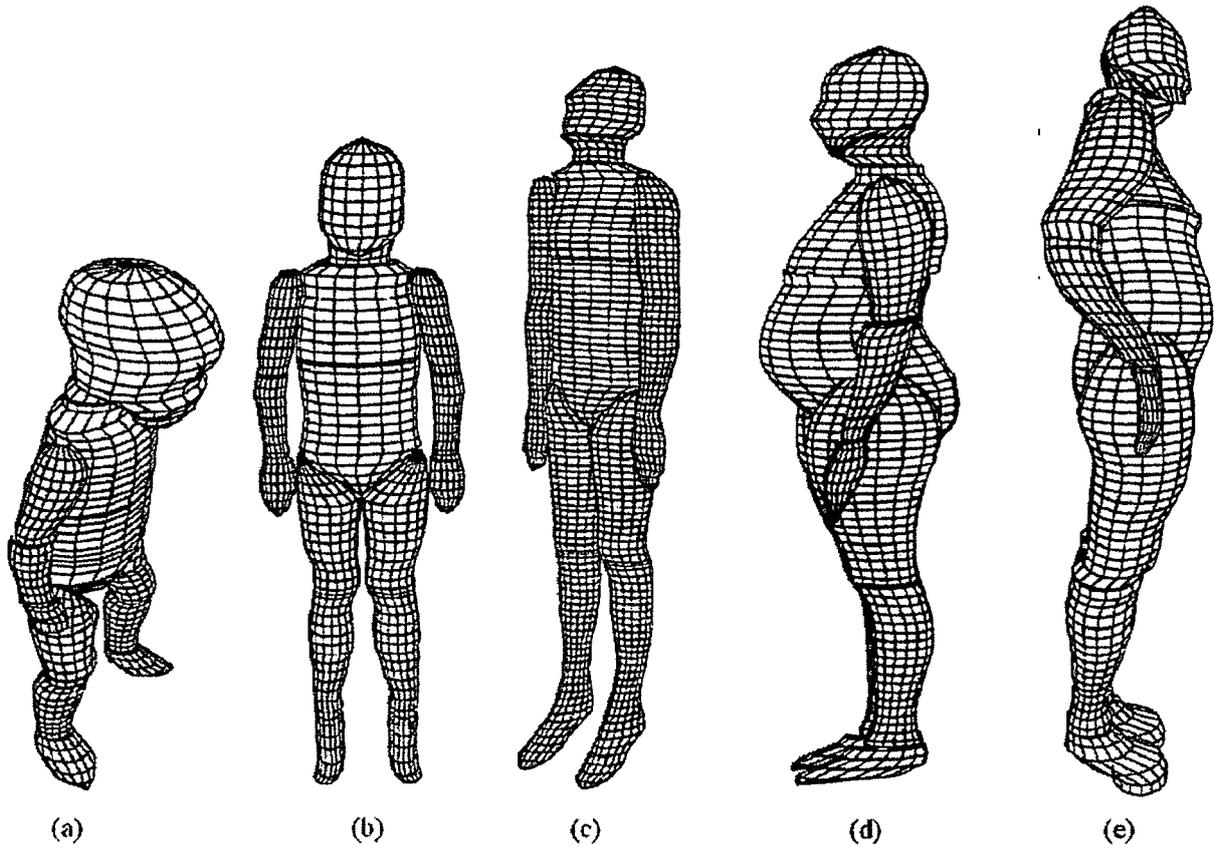


Figure I.10 – Mannequins issus des études de Jensen et collaborateurs

(a) nourrisson âgé de 3 mois [Sun et Jensen, 1992], (b) enfant de 6 ans [Jensen, 1989], (c) jeune adulte de 20 ans [Jensen, 1989], (d) femme enceinte (troisième trimestre de grossesse) [Jensen *et al.*, 1996a] et (e) femme âgée [Jensen et Fletcher, 1994]. Figures de Jensen [1993].

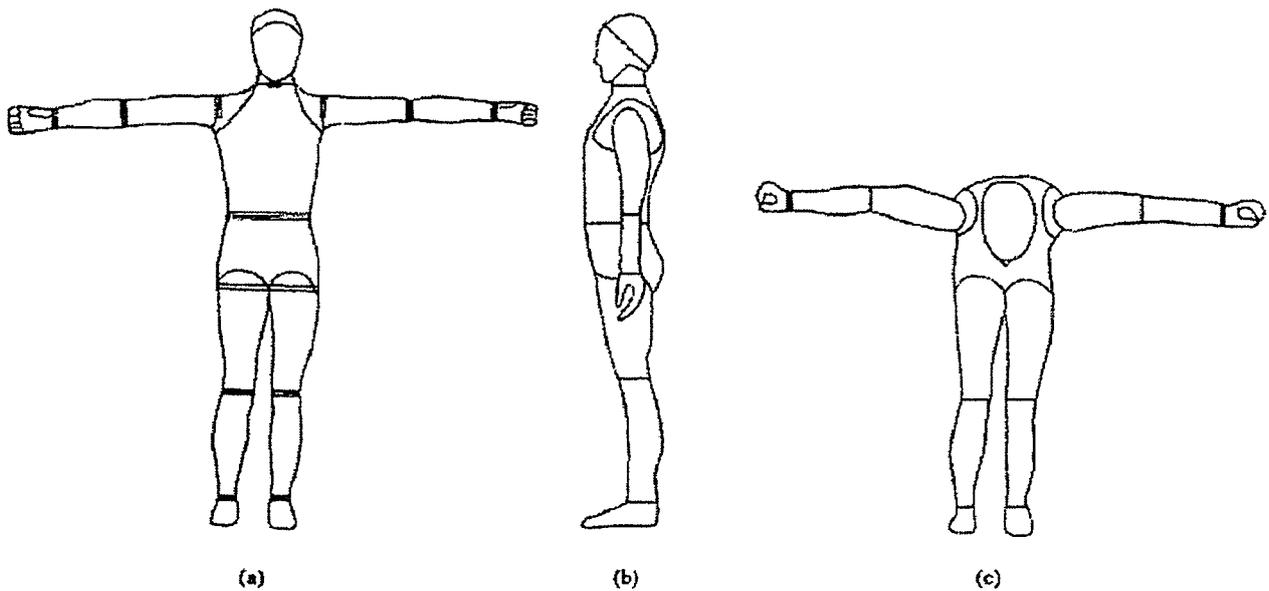


Figure I.11 – Postures adoptées par les sujets de l'étude de Baca [1996]

D'autres méthodes, plus élaborées et utilisant la vidéo, ont vu le jour dans les années 1990. Sarfaty et Ladin [1993] ont étudié les PIS de la jambe droite de trois sujets et ont trouvé des résultats très proches de ceux obtenus par la méthode de Zatsiorsky et Seluyanov [1985]. Ces résultats sont d'autant plus encourageants que les populations étudiées par ces deux groupes étaient tout à fait similaires (tables I.6 et I.3, pour Sarfaty et Ladin [1993] et pour Zatsiorsky et Seluyanov [1985], respectivement). Baca [1996] a appliqué le traitement d'image vidéo d'un sujet adoptant différentes postures (figure I.11) au modèle anthropométrique de Hatze [1980], décrit dans la section I.3.2 du présent chapitre, réduisant considérablement le délai d'obtention des PIS. Les estimations des paramètres segmentaires déterminés par Baca [1996] sont similaires à ceux déterminés par la méthode de Hatze [1980] « manuelle », même s'ils présentent une surestimation parfois forte (jusqu'à 7,5% sur les masses segmentaires et 13,7% sur les moments d'inertie). Les populations étudiées par photogrammétrie sont décrites table I.6.

Cette méthode présente l'avantage d'être assez peu onéreuse, dans sa version la plus simple, non invasive et facilement utilisable sur des sujets vivants. Elle nécessite néanmoins de faire des hypothèses quant au modèle géométrique utilisé et aux densités segmentaires utilisées, uniformes ou non [Wei et Jensen, 1995].

Table I.6 – Statistiques démographiques des sujets étudiés par photogrammétrie

Étude\sujets	Taille ¹ (cm)	Masse ¹ (kg)	Âge ¹ (ans)	Sexe	Effectif
Jensen [1978]	138 ;138 ;153	28,5 ;40,3 ;40,0	8,7-11,1	Masculin	3
Kaleps <i>et al.</i> [1984]	ND	ND	ND	Féminin	46
	ND	ND	ND	Masculin	31
Yokoi <i>et al.</i> [1985] ^g	ND	ND	ND	Féminin	91
	ND	ND	5-15	Masculin	93
Ackland <i>et al.</i> [1988b]	160,8 ± 9,6	50,4 ± 8,1	13,7 ± 1,4	Masculin	13 ^a
Jensen [1989]	ND	ND	4-20	Masculin	12 ^b
Jensen et Fletcher [1993]	160 ± 20	64,7 ± 8,0	63-75	Féminin	12
	170 ± 30	79,4 ± 8,9	63-75	Masculin	7
Sarfaty et Ladin [1993]	177,0 ± 1,9	73,4 ± 1,3	25,7 ± 2,5	Masculin	3
Baca [1996]	ND	63-77	22-29	1 femme / 2 hommes	
Jensen <i>et al.</i> [1996a]	163,8 ± 5,5	66,3 ± 8,6 ^d	26,9 ± 5,6 ^d	Féminin	15 ^c
Leboucher <i>et al.</i> [2004]	162,8 ± 6,1	62,0 ± 10,5 ^e	31,3 ± 4,9	Féminin	36
Chester et Jensen [2005]	ND	ND	0,54-1,06 ^f	4 filles / 6 garçons	
Leboucher <i>et al.</i> [2006]					

Cf table I.2

¹ : les valeurs sont présentées telles que moyenne ± écart-type, minimum-maximum ou valeur(s).

ND : non disponible.

^a : étude longitudinale, nombre de mesures n = 63.

^b : étude longitudinale, nombre de mesures n = 89.

^c : étude longitudinale, nombre de mesures n = 88.

^d : valeurs relevées lors de la première évaluation à 15,1 ± 2,8 semaines de grossesse.

^e : valeurs avant la grossesse.

^f : valeurs au début de l'étude longitudinale.

^g : *in* Pearsall et Reid [1994].

I.3 Modèles anthropométriques couramment utilisés en analyse du mouvement humain

Les deux types de modèles anthropométriques utilisés en AMH sont les modèles de type géométrique et de type proportionnel. Les modèles de type géométrique modélisent les différents segments du corps humain en solides géométriques dont les dimensions sont prises sur le sujet de l'AMH. Les modèles proportionnels utilisent une ou plusieurs mensurations pour déterminer les PIS du sujet, les modèles les plus simples nécessitent la masse totale et/ou la taille debout du sujet, les plus élaborés requièrent des mensurations similaires à celles utilisées par les modèles géométriques (i.e. longueurs, diamètres ou circonférences segmentaires), mais en nombre généralement restreint. Cette partie se conclut par une revue des auteurs ayant apporté des améliorations aux modèles présentés ci-dessous.

I.3.1 Les modèles proportionnels

Les modèles anthropométriques proportionnels estiment les PIS en utilisant des équations de régression requérant une (ou plusieurs) mesure(s) anthropométrique(s) pertinente(s) [Kingma *et al.*, 1996]. La popularité de ce type de modèle peut être expliquée par sa simplicité d'utilisation.

Les principaux modèles proportionnels pour le corps entier sont ceux de Dempster [1955], Clauser et collaborateurs [1969], Chandler et collaborateurs [1975], Zatsiorsky et collaborateurs [1983, 1985 et 1990], et celui de Winter [1979] basé, entre autres, sur les travaux de Dempster [1955]. Ces travaux utilisent tous la masse totale et la taille du sujet pour prédire les PIS, certains proposant également l'utilisation d'équations basées sur d'autres mensurations [Zatsiorsky *et al.*, 1990] ou sur les volumes segmentaires [Chandler *et al.*, 1975] afin d'affiner leurs estimations. Les modèles cités dans ce paragraphe sont tous basés sur des études cadavériques d'hommes de type caucasien et relativement âgés (table I.1) sauf pour les travaux de Zatsiorsky et collaborateurs qui se sont intéressés à de jeunes étudiants en éducation physique, femmes et hommes, caucasiens.

Avec les années 1980 apparaissent de nouveaux modèles que l'on peut qualifier de « population spécifique ». Ces modèles viennent en opposition à ceux issus de données cadavériques [Dempster, 1955 ; Clauser *et al.*, 1969 ; Chandler *et al.*, 1975] critiqués pour leur manque d'applicabilité car provenant d'un seul type de population, i.e. hommes de type caucasien âgés (table I.1). Ainsi de nouvelles études proposent leurs proportions segmentaires estimées sur des populations spécifiques (populations non caucasiennes, enfants, femmes enceintes, personnes âgées, etc.) afin de pallier à ce problème. On peut notamment citer les modèles proportionnels complets de Jensen et collaborateurs pouvant s'appliquer aux enfants de 4 à 20 ans [Jensen, 1989] et aux personnes âgées [Jensen et Fletcher, 1994] et les modèles partiels de Jensen et collaborateurs [1996b], Ganley et Powers [2004a, 2004b] et Dumas et collaborateurs [2005].

Les modèles disponibles pour le corps entier cités ci-dessus sont détaillés table I.7.

I.3.2 Les modèles géométriques

Ce type de modèle utilise des mesures anthropométriques directes, telles que les diamètres, circonférences et longueurs segmentaires, afin de déterminer les PIS. Ces mesures sont utilisées comme grandeurs de solides géométriques modélisant les différents segments du modèle envisagé. L'utilisation de ce type de méthode nécessite de faire les mêmes hypothèses que pour les méthodes de mesures par photogrammétrie, i.e. géométries et densités segmentaires.

Table I.7 – Méthode et population des modèles proportionnels

Modèle	Méthode d'obtention	Variable(s) de calcul	Population étudiée
Dempster [1955] Clauser <i>et al.</i> [1969] Chandler <i>et al.</i> [1975]	Segmentation de Cadavres	Masse (ratios) Masse, mesures anthropométriques et ratios Masse totale, volumes et longueurs segmentaires	Cadavres âgés
Zatsiorsky et Seluyanov [1983] Zatsiorsky et Seluyanov [1985] Zatsiorsky <i>et al.</i> [1990]	Scanner γ à mono-intensité	Taille et masse (régression et ratios) Idem + mesures anthropométriques et plis cutanés Longueurs segmentaires (ratios)	Jeunes hommes caucasiens
Jensen [1989] Jensen et Fletcher [1993 et 1994] Jensen <i>et al.</i> [1996a et 1996b]	Photogrammétrie	Age Age et ratios Semaine de grossesse	Enfants (4-20 ans) Personnes âgées Femmes enceintes

Les principaux modèles présents dans la littérature sont ceux de Hanavan [1964], de Hatze [1980] et de Yeadon [1990]. Le modèle géométrique de Hanavan utilise des solides géométriques de révolution tels que des ellipsoïdes de révolution (tête), des cylindres (troncs), des boules (mains) et des cônes tronqués (reste des segments) pour modéliser les différents segments (figure I.12a). L'application de ce modèle à un sujet nécessite 23 mesures anthropométriques. Le modèle de Yeadon [1990] utilise des solides de section stadium (figure I.12b), afin d'améliorer la modélisation géométrique des segments, particulièrement pour ceux constituant le tronc, l'individualisation de ce modèle requiert la prise de 95 mesures, i.e. de 20 à 30 minutes par sujet selon les auteurs. Le modèle de Hatze [1980] (figure I.12c) est le plus exigeant et nécessite la prise de 242 mesures anthropométriques, ce qui a très fortement restreint son application.

Les méthodes de Jensen [1978] et Baca [1996] sont aussi à classer dans les modèles géométriques car elles utilisent, respectivement, des cylindres à sections elliptiques et des solides géométriques comme décrits dans Hatze [1980], pour modéliser l'enveloppe du sujet.

Les méthodes géométriques sont récapitulées table I.8.

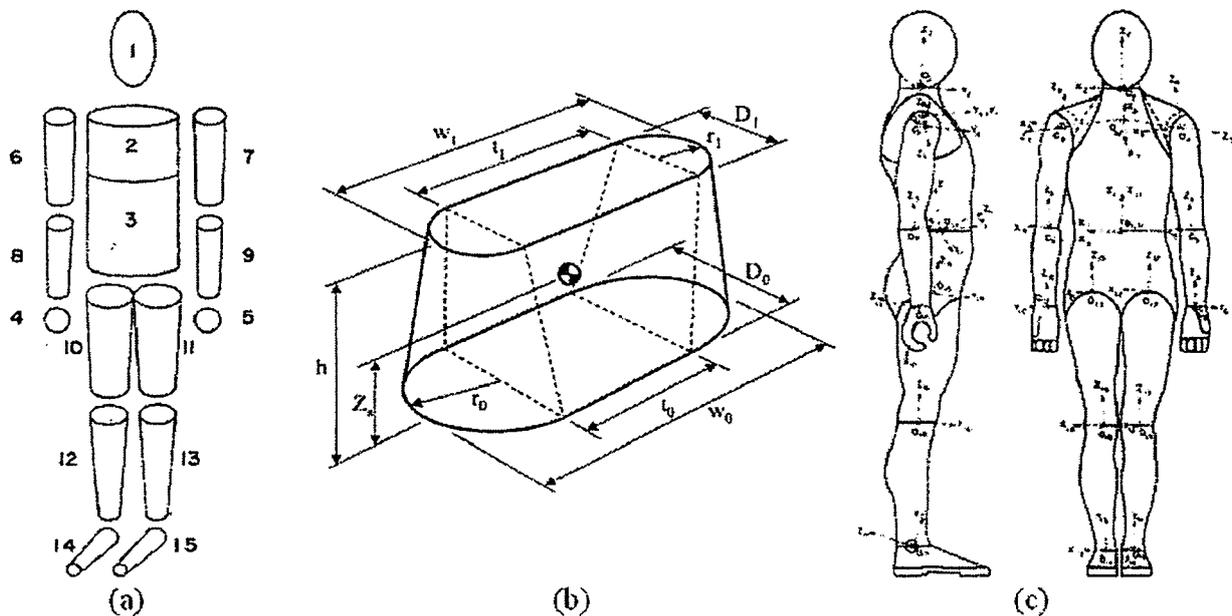


Figure I.12 – Modèles segmentaires de Hanavan [1964] (a), Hatze [1980] (c) et élément segmentaire utilisé par Yeadon [1990] (b).

Table I.8 – Méthode des modèles géométriques

Modèle	Modèle(s) géométrique(s)
Hanavan [1964]	Ellipsoïde de révolution, cylindres, boules, troncs de cônes
Jensen [1978]	Cylindres à sections elliptiques
Hatze [1980]	Petites structures géométriques
Yeadon [1990]	Cylindres à sections « stadium », troncs de cônes et demi-ellipsoïde

I.3.3 Améliorations de modèles

La nécessité d'utiliser des PIS appropriés ainsi que le coût d'une campagne d'étude pour la création d'un modèle anthropométrique proportionnel ont motivé certains auteurs à modifier les modèles fréquemment utilisés.

Hinrichs [1985], se basant sur les travaux de Chandler et collaborateurs [1975], est le premier à proposer des équations de régression multiples pour la détermination des moments d'inertie segmentaires. Il propose des équations utilisant au plus deux mesures anthropométriques par segment. Ce même auteur [Hinrichs, 1990] propose aussi des ajustements relatifs à la position des centres de masse en exprimant leurs positions d'après la celles des centres articulaires, ceci en se basant sur les travaux de Clauser et collaborateurs [1969]. Yeadon et Morlock [1989] ont aussi préconisé une meilleure utilisation des résultats de ces mêmes auteurs [Chandler *et al.*, 1975] en fournissant des coefficients à multiplier aux longueurs et périmètres segmentaires dans le but d'obtenir des moments d'inertie plus précis. Finalement, de Leva [1996b] propose une localisation des centres articulaires proportionnelle aux longueurs segmentaires, toujours d'après les mêmes données [Chandler *et al.*, 1975].

Ce même auteur [de Leva, 1996a] présente aussi des ajustements sur les données acquises par Zatsiorsky et Seluyanov [1983]. Ces ajustements concernent la position longitudinale des centres de masse et furent motivés par le fait que les auteurs originaux avaient décrit la position de ces derniers en fonction de repères anatomiques et non des centres articulaires.

Dumas et collaborateurs [2006] ont cherché à améliorer les résultats obtenus par McConville et collaborateurs [1980] et Young et collaborateurs [1983]. Ils présentent des ajustements permettant d'exprimer les centres de masse et les moments d'inertie dans les repères segmentaires, au lieu des repères anatomiques comme indiqué dans ces études [McConville *et al.*, 1980 et Young *et al.*, 1983 in Dumas *et al.*, 2006].

I.4 Discussion

Les nombreuses méthodes d'obtention des paramètres segmentaires présentées dans ce chapitre représentent l'éventail des outils proposés au chercheur. Il est ensuite nécessaire de sélectionner la méthode la plus adéquate pour déterminer le ou les paramètre(s) au(x)quel(s) on s'intéresse d'après les outils à disposition.

Les différentes méthodes d'obtention des PIS décrites dans ce chapitre sont résumées table I.9. Cette table présente les paramètres segmentaires pouvant être quantifiés par les différentes méthodes exposées précédemment, ainsi que les hypothèses relatives à l'utilisation de chaque méthode.

La table I.9 permet de faire un choix entre les méthodes d'après les paramètres que l'on souhaite estimer et le matériel dont on dispose pour réaliser les mesures nécessaires à ces estimations.

Table I.9 – Caractéristiques des méthodes d'obtention de paramètres inertiels segmentaires

Méthode	Paramètre(s) mesuré(s)	Hypothèses	Paramètre(s) estimé(s)
Segmentation de cadavres	Masses, centres de masse et moments d'inertie	Données cadavériques équivalentes au paramètres <i>in vivo</i>	Non applicable (paramètres mesurés)
Méthodes mécaniques	Fréquences et périodes d'oscillations, accélérations	Connaissance de la masse et de la position des centres de masse.	Moments d'inertie
Volumétrie	Volume de fluide déplacé	Connaissances des densités segmentaires	Masses segmentaires
Imagerie médicale	Densités (de masse ou d'hydrogène)	Connaissances des densités tissulaires et reconnaissance des tissus	Masses, position des centres de masse, moments d'inertie
Planche à réaction	Réaction au sol (poids)	Connaissance de la position du centre de masse ou de la masse	Masse ou position du centre de masse, respectivement
Photogrammétrie	Distances sur images	Modèle géométrique et densités segmentaires	Masses, positions des centres de masse, moments d'inertie

Bilan du chapitre

La première section de ce chapitre a démontré que le besoin de PIS précis est indéniable en analyse du mouvement humain. Les très grandes variations des valeurs de ces paramètres pour un même individu en fonction du modèle d'estimation utilisé rendent nécessaire l'utilisation de méthodes de détermination des PIS individuelles ou bien, lorsque cela n'est pas possible, de modèles adaptés, i.e. ayant été validés sur la population à étudier.

La contrainte de notre étude étant de déterminer précisément les masses segmentaires sur des sujets vivants, les méthodes ayant été retenues pour notre étude sont la photogrammétrie et la méthode de la planche à réaction, basée sur la mécanique statique. Ces méthodes ont été choisies pour des raisons de disponibilité du matériel dans les laboratoires d'analyse du mouvement (par opposition à l'IRM ou au DXA) et d'absence de danger quant à la santé des sujets. Elles sont décrites plus en détails dans le chapitre suivant. De plus, le calcul des volumes des segments pied et main s'étant révélé erratique lors d'une précédente étude [Leboucher *et al*, 2006], une étude du volume des segments distaux a aussi été retenue. Finalement, et dans un but de comparaison avec les données de la littérature, les paramètres segmentaires de notre population d'étude seront aussi estimés d'après un certain nombre de modèles géométriques et proportionnels décrits ci-dessus.

Chapitre 2 – Matériels et méthode

Objectifs du chapitre

Le premier chapitre a démontré la nécessité d'utiliser des paramètres segmentaires précis pour obtenir des résultats fiables en analyse du mouvement humain (AMH). Ce chapitre présente les choix méthodologiques qui ont été faits lors de ce travail de recherche, ainsi que la motivation de ces choix. Le but de ce travail était de mettre au point des méthodes de mesure des masses segmentaires et de les tester. Ces deux méthodes ont pour objectif l'obtention des masses des membres et des masses de tous les segments constituant notre modèle du corps humain, elles se nomment méthode séquentielle et méthode simultanée, respectivement. Les outils présentés ont été validés afin d'évaluer les incertitudes expérimentales présentes.

La technique choisie pour la détermination des masses segmentaires a été celle de la planche à réaction. Cette méthode est basée sur le principe du barycentre pour un ensemble de solides, suivant l'équation II.1 :

$$\overline{OG} = \frac{\sum_{i=1}^n m_i \cdot \overline{OG}_i}{m} \quad (\text{II.1})$$

avec \overline{OG} le vecteur position du centre de masse de l'ensemble des solides constituant le système, \overline{OG}_i le vecteur position du centre de masse du $i^{\text{ème}}$ segment, m et m_i les masses de l'ensemble des solides et du solide i , respectivement, et n le nombre de solides constituant le système.

La méthode de la planche à réaction a été utilisée récemment par deux groupes de recherche [Park *et al.*, 1999 ; Pataky *et al.*, 2003]. Nos méthodes partagent le même but que celle de Pataky et collaborateurs [2003], à savoir la détermination des masses segmentaires, mais différent de celle-ci puisqu'elle nous permet d'utiliser la projection horizontale de la position du centre de masse, contrairement à l'étude précédente qui n'a étudié les variations de la position du centre de masse (CdM) que suivant un axe (une dimension).

L'association des données photogrammétriques et optoélectroniques rendent possible l'obtention de la position des CdM segmentaires et du centre de pression en deux dimensions (2D) ce qui nous permet un choix plus important quant aux techniques de traitement des données. La méthode utilisée par Pataky et collaborateurs [2003] est présentée figure II.1.

En effet, la méthode de Pataky utilise la formule suivante :

$$m = M \frac{\Delta CdP}{\Delta x_{CdM}} \quad (II.2),$$

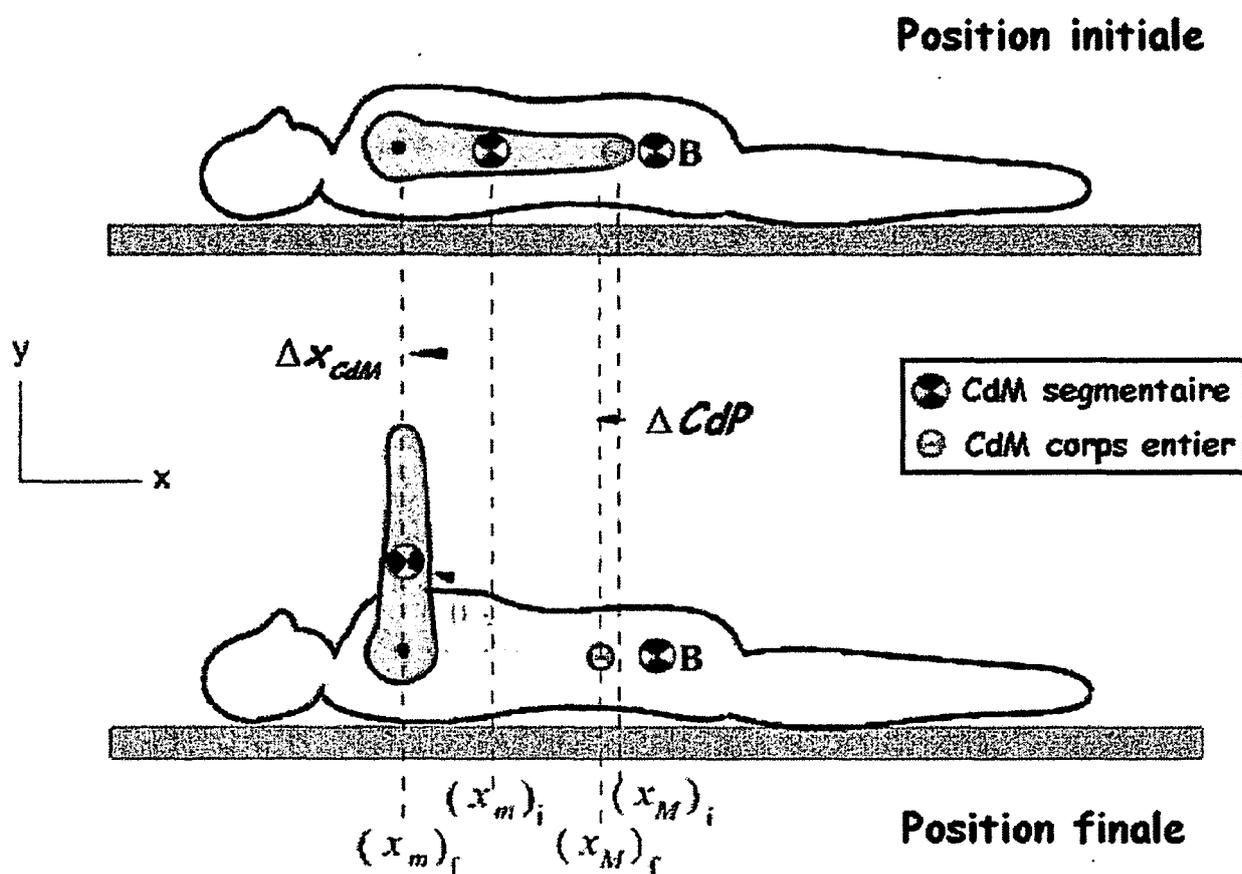


Figure II.1 – Positions adoptées par le sujet pour la détermination de la masse du membre supérieur par la méthode de la planche à réaction [Pataky *et al.*, 2003]

Alors que nos méthodes nous donnent deux équations à résoudre :

$$\begin{aligned}
 m &= M \frac{\Delta C d P_x}{\Delta x_{CdM}} \\
 m &= M \frac{\Delta C d P_y}{\Delta y_{CdM}}
 \end{aligned}
 \tag{II.3},$$

ou encore la possibilité d'utiliser des normes :

$$m = M \frac{\sqrt{\Delta C d P_x^2 + \Delta C d P_y^2}}{\sqrt{\Delta x_{CdM}^2 + \Delta y_{CdM}^2}}
 \tag{II.4}$$

avec m la masse du segment à déterminer, M la masse totale du sujet, $\Delta C d P_x$ et $\Delta C d P_y$ les déplacements du centre de pression suivant \vec{x} et \vec{y} , et Δx_{CdM} et Δy_{CdM} les déplacements des centres de masses segmentaires suivant les mêmes axes.

Étant donné la sensibilité de ces méthodes à l'incertitude de la mesure de la position du CdP [Pataky *et al.*, 2003], l'utilisation de la norme peut présenter un avantage.

Comme décrit au chapitre 1, la méthode de la planche à réaction nécessite de faire l'hypothèse de la connaissance des masses segmentaires [Park *et al.*, 1999] ou de la position du centre de masse [Pataky *et al.*, 2003]. La méthode de détermination des masses segmentaires, telle que présentée par Pataky et collaborateurs [2003], souffre du fait qu'elle repose sur l'utilisation d'un modèle en ce qui concerne la détermination de la position du centre de masse des segments dont on veut estimer la masse. Par conséquent, cette méthode [Pataky *et al.*, 2003] requiert également la détermination des positions des centres articulaires nécessaires à l'application de proportions pour la localisation des CdM. Ce sont ces deux hypothèses dont nous proposons de nous abstenir par l'utilisation de la méthode décrite par Jensen [1978] et modifiée telle que décrit section II.1. En effet, les modèles anthropométriques issus de la littérature présentant des différences pouvant aller jusqu'à 25 % en ce qui concerne la position du centre de masse, l'erreur attendue pour l'estimation de la masse d'un membre, telle que pratiquée figure II.1, serait proportionnelle à $1/\Delta x_{CdM}$ (équation II.3) et donc de l'ordre de 20 % minimum. Ce manque de précision nous a paru critiquable non seulement à cause des grandes variations dans les estimations observées suivant le modèle utilisé, mais aussi à cause

de la définition des limites des segments, variant elles aussi beaucoup en fonction du modèle choisi. Ces observations ont mené à la sélection de la méthode Jensen pour la détermination de la position des centres de masse segmentaires car elle présente des erreurs comprises entre 1,64 et 3% pour ce critère [Jensen et Nassas, 1988, *in* Allard et Blanchi 2000]. De plus, les modèles anthropométriques ne prennent pas en compte les asymétries éventuelles des sujets. Notre choix s'est ainsi porté sur les méthodes géométriques individualisées. Ces méthodes nécessitent, comme indiqué au chapitre 1, de faire certaines hypothèses en ce qui concerne les densités segmentaires. La première partie de ce chapitre présente le moyen d'obtention des coordonnées des CdM segmentaires que nous avons choisi d'utiliser. Cette méthode géométrique, facile à mettre en œuvre, est celle exposée par Jensen [1978]. Les hypothèses nécessaires à sa mise en œuvre comprennent à la fois les valeurs des densités segmentaires et le fait que ces densités soient prises comme constantes ou non. Le seul profil de densité disponible, à notre connaissance est celui proposé par Wei et Jensen [1995]. Ce profil ayant été établi sur une population de jeunes chinoises (chapitre 1, table I.3) et ne présentant pas de conclusion claire et univoque quand à son utilisation il a été décidé de faire l'hypothèse d'une densité segmentaire constante pour chacun des segments. Ainsi les hypothèses requises quant à l'utilisation de cette méthode de détermination de la position des CdM segmentaires ne concernent plus que le profil de densité de chaque segment et sa modélisation géométrique.

La seconde partie de ce chapitre présente l'analyse du mouvement réalisée lors de notre étude. Lors de cette analyse, il était demandé au sujet d'adopter certaines postures tout en étant allongé sur une planche disposée sur deux plates-formes de forces (figure II.2). Cette analyse, même si elle partage de nombreux points communs avec les analyse du mouvement classiques (utilisation d'un système d'analyse cinématique et de plates-formes de forces), diffère de celles-ci dans le sens que son intérêt repose sur la méthode de détermination, simultanée et synchrone, des positions des CdM segmentaires et de celles du CdP, lorsque le sujet est immobile.

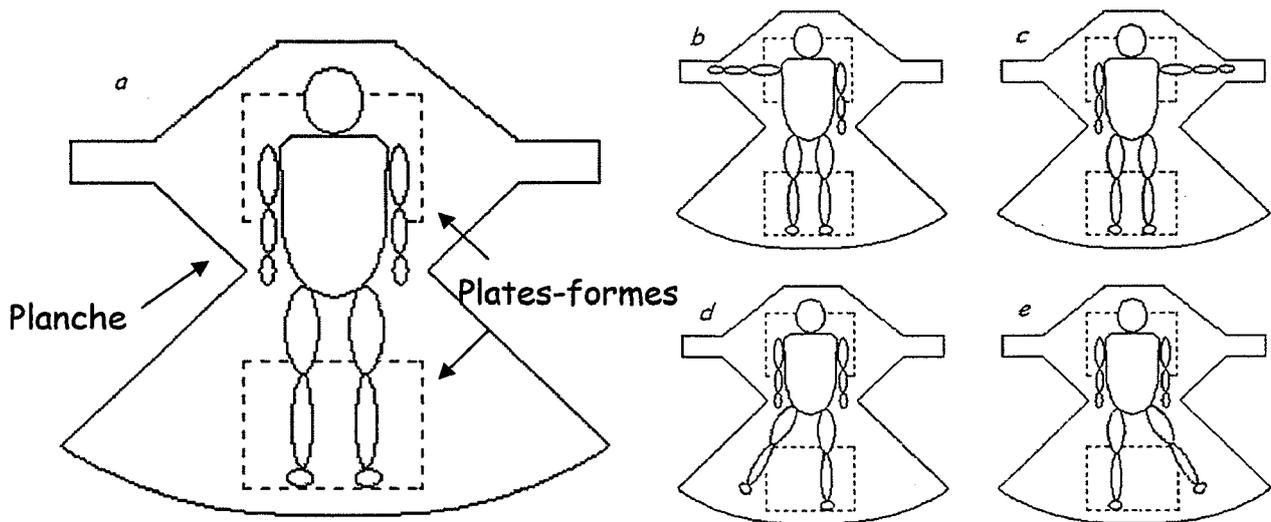


Figure II.2 – Planche conçue pour nos expérimentations et positionnements du sujet au repos (a) et positions adoptées pour la détermination de la masse des membres : abduction épaule droite (b), abduction épaule gauche (c), abduction hanche droite (d) et hanche gauche (e).

Une troisième partie conclut la description de notre méthode de détermination des masses segmentaires par la présentation des deux méthodes de calcul, séquentielle et simultanée, utilisées pour estimer ces masses d'après les coordonnées des CdM et CdP recueillies lors de l'analyse du mouvement. Ces deux méthodes ont pour but d'obtenir, pour la méthode séquentielle, les masses des membres, et pour la méthode simultanée, les proportions segmentaires. La figure II.3 résume les différentes phases de nos méthodes d'obtention des masses segmentaires.

Les principales différences entre la méthode de détermination des masses segmentaires présentée par Pataky et collaborateurs [2003] et les nôtres sont dues :

- aux hypothèses utilisées, concernant la position des centres de masse segmentaires ;
- à la méthode, i.e. les mouvements acquis ;
- à la manière de calculer les masses segmentaires.

Les différences entre ces méthodes sont présentées table II.1.

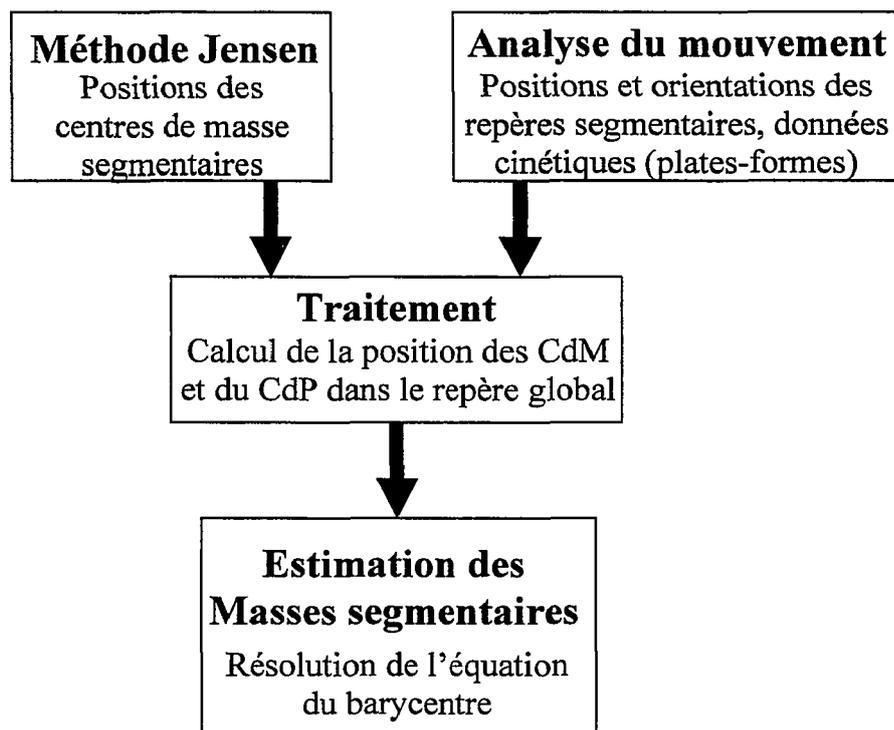


Figure II.3 – Organigramme général de nos méthodes de détermination des masses segmentaires

D'autres méthodes d'obtention de paramètres segmentaires ont été mises en œuvres lors de notre étude permettant une comparaison de nos méthodes à celles issues de la littérature.

Dans un premier temps, la quatrième partie de ce chapitre décrit la mesure du volume des segments distaux (pied, jambe, main et avant-bras) effectuée par volumétrie. Cette méthode a été utilisée pour palier à certains inconvénients de la méthode Jensen dont les volumes des segments distaux ont tendance à être surestimés [Leboucher *et al.*, 2006]. De cette manière, les données obtenues par volumétrie peuvent aider à corriger les volumes obtenus par la méthode Jensen.

Table II.1 – Comparaison des méthodes de Pataky et de la notre

Méthodes	Pataky <i>et al.</i> [2003]	Nos méthodes
<i>Hypothèses</i>	Connaissance de la position des CdM segmentaires ¹ et des centres articulaires ²	Connaissance de la position des CdM segmentaires ³
<i>Caractéristique(s) Mesurée(s)</i>	Position du centre de pression suivant un axe longitudinal	Position des centres de masse segmentaires (3D) et du centre de pression (2D)
<i>Paramètre estimé</i>	Masses segmentaires	Masses segmentaires

¹ : D'après Zatsiorsky *et al.*, 1990.

² : D'après de Leva, 1996.

³ : D'après Jensen, 1978.

La seconde méthode supplémentaire d'obtention des masses segmentaires utilisée lors de ces travaux, présentée en cinquième partie, a consisté en l'application de modèles anthropométriques classiques à nos sujets. Ces modèles, adaptés à nos sujets, nous permettent de comparer les résultats obtenus par notre méthode avec ceux issus de modèles plus classiques en analyse du mouvement. Certaines de ces mesures complémentaires ont été estimées à partir des données issues des photographies de la méthode Jensen.

Ce second chapitre présente notre méthode et des moyens nécessaires à son évaluation.

II.1 La méthode Jensen modifiée

La méthode de détermination des paramètres inertiels segmentaires exposée par Jensen [1978] a été largement utilisée par lui-même et ses collaborateurs (cf. chapitre 1). Elle consiste en la prise de deux clichés sur lesquels les contours des segments, constituant le modèle appliqué aux sujets, sont numérisés. Les paramètres inertiels segmentaires (PIS) sont ensuite estimés grâce à un logiciel dédié.

II.1.1 Prises de vue

L'utilisation de la méthode Jensen nécessite la prise de deux photographies simultanées, une de face, i.e. du plan frontal, et une de profil, i.e. du plan sagittal. De cette manière le contour du corps du sujet peut être numérisé et les différents segments séparés comme indiqué ci-après à l'aide du logiciel Slicer (section II.1.5). La simultanéité des photographies est rendue possible par l'utilisation de télécommandes permettant le déclenchement des appareils (Olympus, μ 410) à distance (figure II.6).

Notre intérêt étant, dans un souci de plus grande précision de nos mesures, d'obtenir des valeurs au plus proche de la réalité pour les membres gauche et droit, nous avons dû réaliser deux « paires » de clichés afin d'améliorer nos résultats et d'étudier les asymétries de nos sujets. Les photographies réalisées ont été les suivantes (figure II.4) :

- Une prise de vue du profil gauche et simultanée à la suivante (figure II.4a).
- Une prise de face pour numérisation du côté gauche (figure II.4b).
- Une prise de face pour numérisation du côté droit (figure II.4c).
- Une prise de vue du profil droit et simultanée à la précédente (figure II.4d).

Les deux photographies réalisées en vue de numérisation du côté gauche sont ensuite inversées par symétrie verticale (figures II.5a et II.5b) afin de permettre leur numérisation avec le logiciel Slicer.

Dans le but de réduire les erreurs dues à la parallaxe les photographies ont été prises à 6 m du sujet (figure II.6).

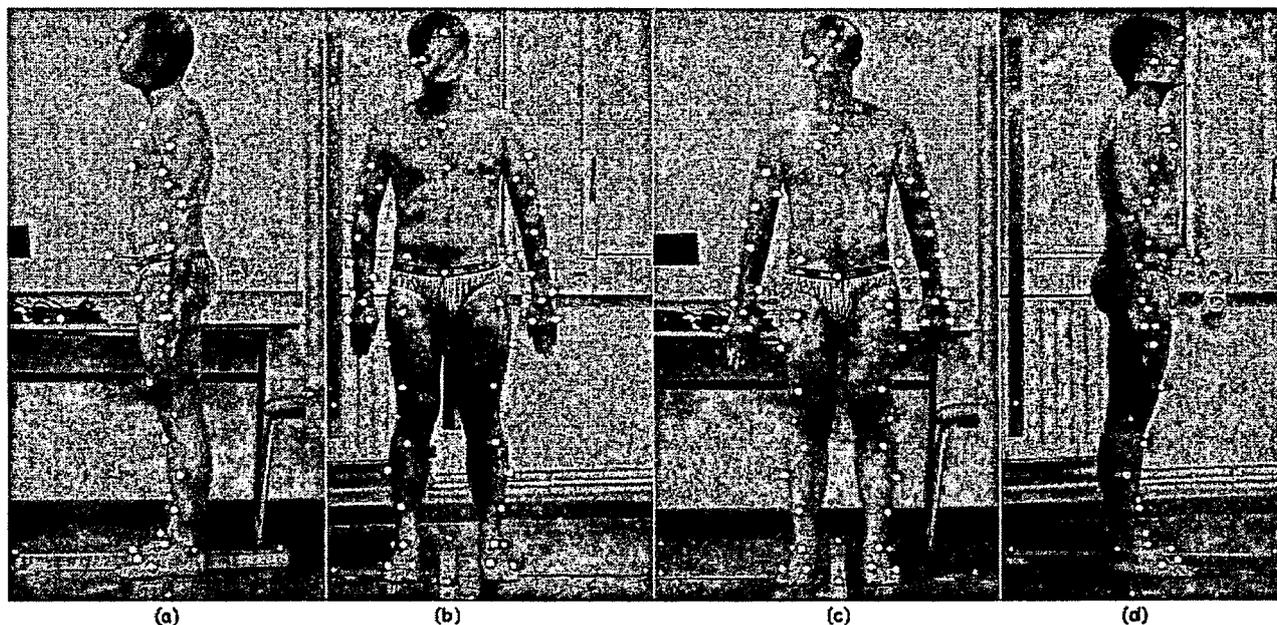


Figure II.4 – Prises de vues pour la méthode Jensen

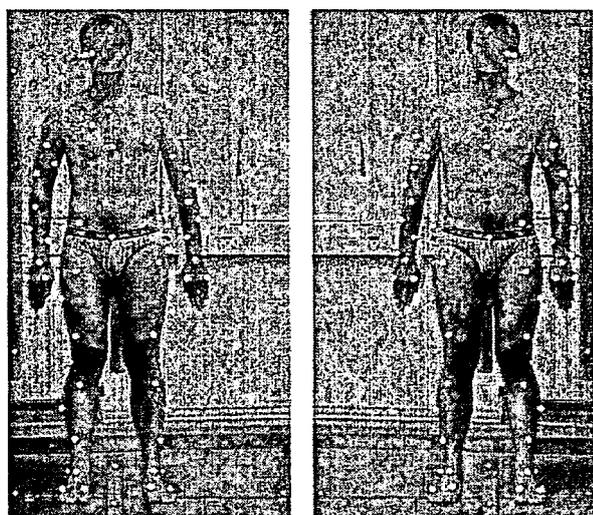


Figure II.5a – Retournement de la vue de face pour numérisation avec le Slicer

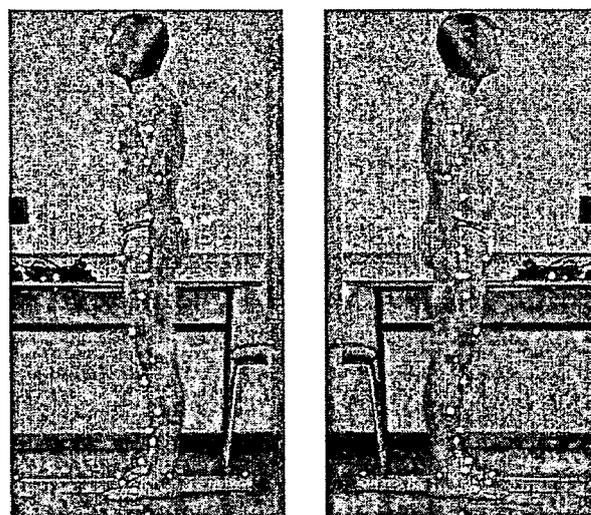


Figure II.5b – Retournement de la vue de profil pour numérisation avec le Slicer

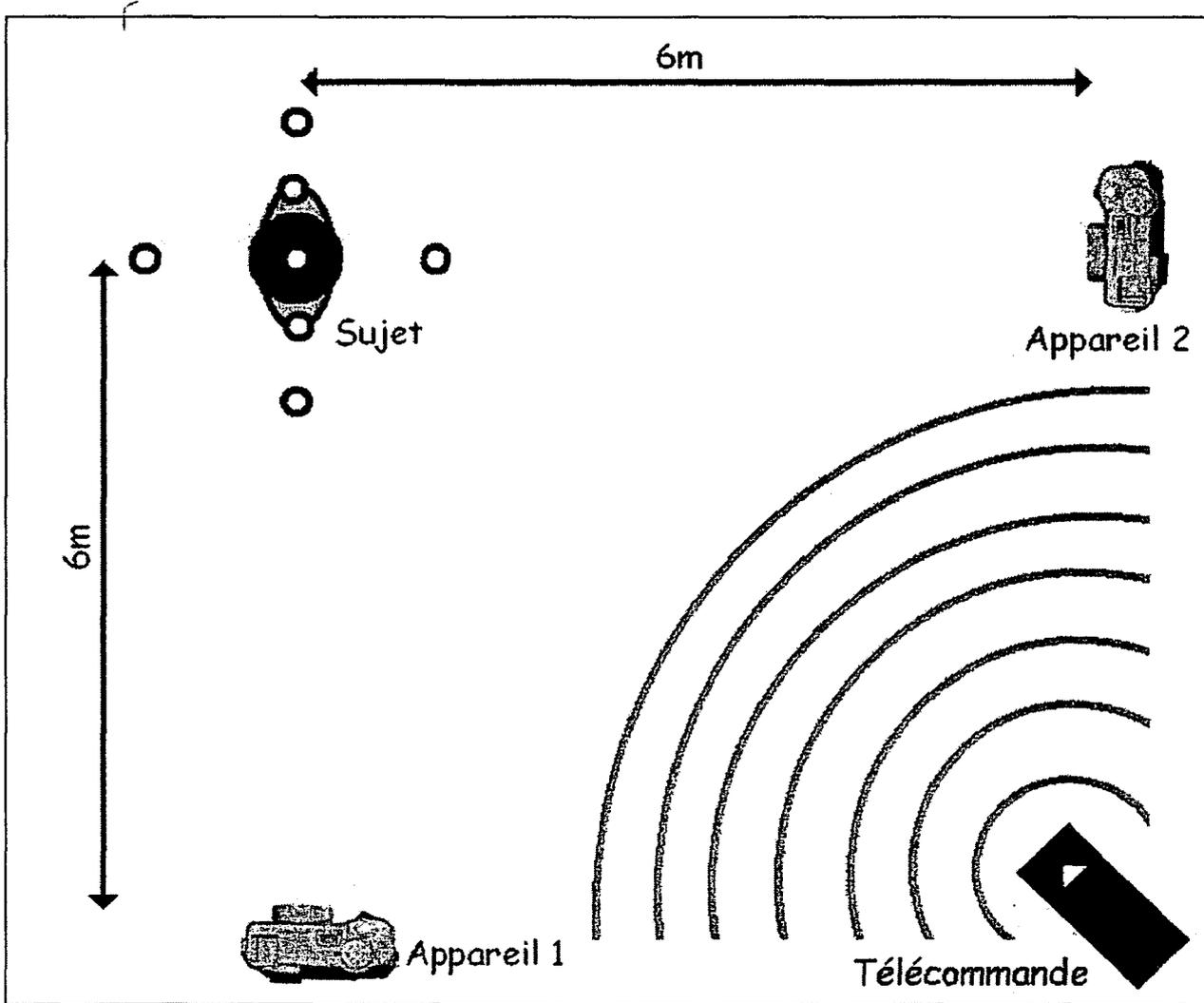


Figure II.6 – Dispositif de prise de vue synchronisées par une télécommande pour la méthode Jensen

II.1.2 Segmentation

Le modèle segmentaire retenu pour cette étude comprend 16 segments :

- La tête.
- Le cou.
- Le tronc supérieur.
- Le tronc inférieur.
- Les bras, gauche et droit.
- Les avant-bras, gauche et droit.
- Les mains, gauche et droite.
- Les cuisses, gauche et droite.
- Les jambes, gauche et droite.
- Les pieds, gauche et droit.

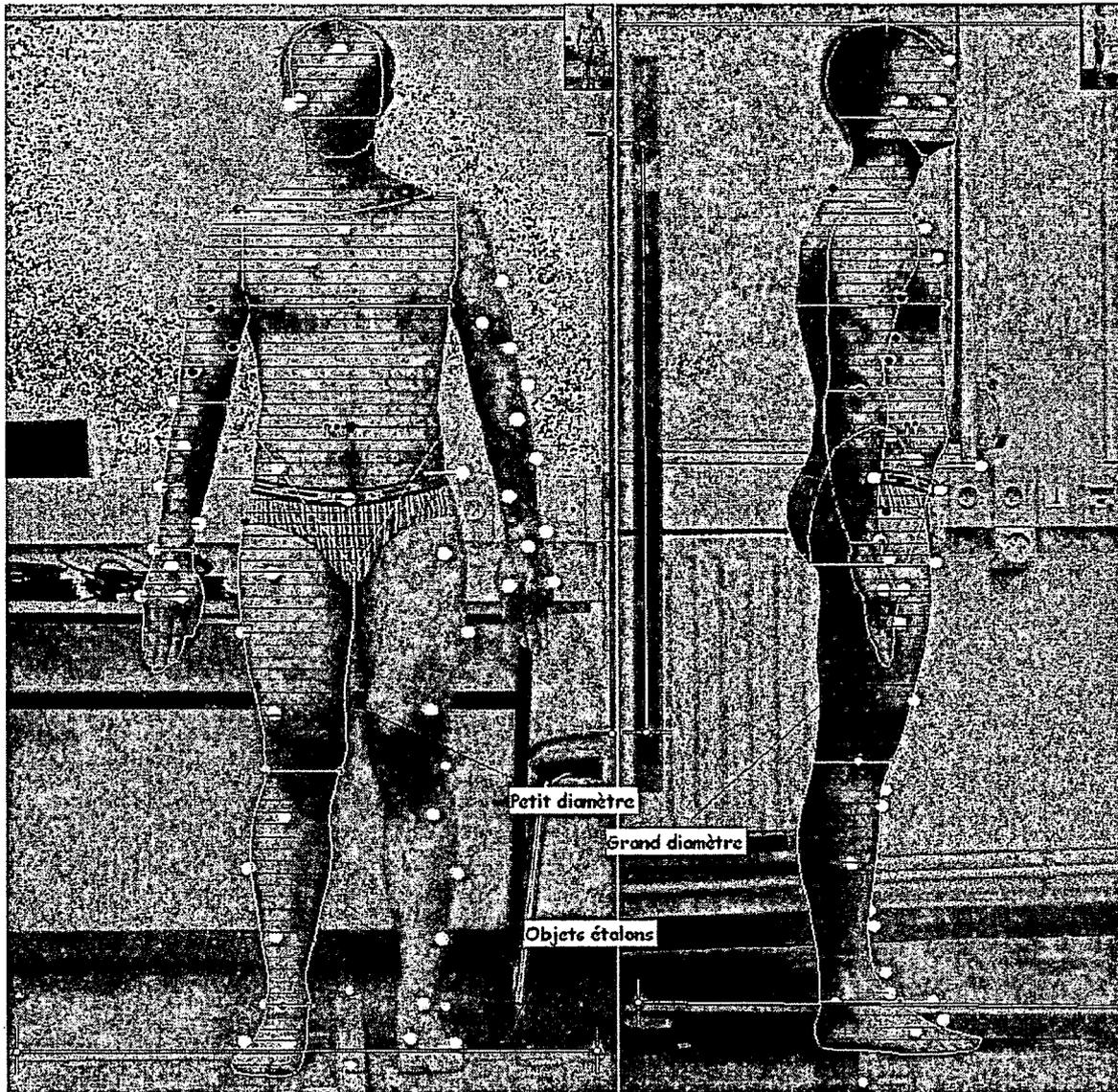


Figure II.7 – Définition des segments constituant notre modèle

Le nombre ainsi que la séparation des segments ont été motivés par la littérature, d'une part, et par la faisabilité due au logiciel Slicer, d'autre part.

Les segments ont été séparés de la manière suivante, les sujets se présentant en position similaire à la anatomique excepté pour les paumes, orientées vers l'arrière (figure II.7) :

- La tête est séparée du cou par un plan horizontal passant par la première vertèbre cervicale (C1) et par un plan oblique orthogonal au plan sagittal, passant par C1 et incluant le maxillaire inférieur dans le segment tête.
- Le cou est séparé du tronc supérieur juste au-dessus des clavicules.

- Le bras est séparé du tronc supérieur par un plan vertical orthogonal au plan frontal passant par l'aisselle.
- L'avant-bras est séparé du bras par un plan horizontal passant par le centre estimé de l'articulation du coude (jonction huméro-radiale).
- La main est séparée de l'avant-bras par un plan horizontal passant par le centre articulaire estimé du poignet (styloïde de l'ulna).
- La cuisse est séparée du tronc inférieur par un plan oblique orthogonal au plan frontal et suivant le pli inguinal, i.e. passant par l'aîne et l'épine iliaque antéro supérieure.
- La jambe est séparée de la cuisse par un plan horizontal passant par le centre estimé de l'articulation du genou (face latérale du plateau tibial).
- Le pied est séparé de la jambe par un plan horizontal passant par le centre articulaire estimé de la cheville (malléole latérale).
- La séparation des deux segments du tronc consiste en un plan horizontal passant par l'appendice xiphoïde.

Des difficultés sont apparues lors de la recherche d'emplacements pour les marqueurs techniques du segment cou (section II.1.4), il a ainsi été décidé de fusionner ce segment avec le tronc supérieur pour le reste de l'analyse. Suite à la fusion de ces deux segments, notre modèle comprend quinze segments.

II.1.3 Aide à la segmentation

Des marqueurs réfléchissants, boules recouvertes de Scotch Lite[®], ont été disposés sur le corps du sujet au niveau de repères anatomiques afin d'assurer une constance dans la segmentation lors de la numérisation des clichés. Ces marqueurs sont les suivants :

- C1 (1) : marqueur placé entre l'os temporal et la mandibule, permettant une bonne séparation des segments tête et cou.
- Manubrium (1) : limite inférieure du cou. Ce marqueur est aussi un marqueur technique (section II.1.4).
- Appendice xiphoïde (1) : permettant de séparer les deux segments du tronc. Comme le précédent, ce marqueur est aussi un marqueur technique (section II.1.4).

- Coudes (2) : marqueurs placés au niveau de la jonction huméro-radiale et permettant de repérer le niveau du plan horizontal séparant le bras de l'avant-bras.
- Poignet (2) : marqueurs placés au niveau du centre articulaire du poignet (styloïde de l'ulna). Comme pour le coude, le but de ce marqueur est de repérer la séparation avant-bras – poignet.
- Genou (2) : marqueurs permettant la séparation des segments cuisse et jambe. Ce marqueur est placé sur la partie latérale du plateau tibial, limite proximale du segment jambe.
- Cheville (2) : ces marqueurs sont disposés sur la malléole latérale (fibula) et servent d'indication de la limite supérieure du segment pied.

II.1.4 Repères locaux

Afin de pouvoir utiliser les coordonnées des centres de masse segmentaires, calculés par le logiciel Slicer (section II.1.5), lors de nos acquisitions cinématiques, des clusters de marqueurs techniques ont été disposés sur chacun des segments étudiés. Ces marqueurs servent à la construction de repères locaux (ou segmentaires) dans lesquels sont exprimées les coordonnées des CdM segmentaires respectifs. Ces marqueurs techniques sont les marqueurs supplémentaires aux marqueurs anatomiques, décrits section précédente et présents sur la figure II.7. Leur placement est décrit et justifié section II.2.2.1.

II.1.5 Le logiciel Slicer

La numérisation des segments sur les clichés obtenus précédemment (section II.1.1) a été réalisée manuellement à l'aide du logiciel Slicer (Laurentian University, Sudbury, Ontario) et d'un dispositif de pointage (souris). La précision globale de la méthode, telle que donnée par Jensen [1978], est de 2% sur la masse totale, d'après la somme des masses segmentaires. Après la numérisation des contours, le logiciel vient dessiner des « tranches » à l'intérieur de chaque segment. Ce sont les intersections de ces tranches avec les contours des segments qui vont donner les coordonnées des points nécessaires à la construction des ellipses dans le repère global et permettre le calcul des paramètres segmentaires de nos sujets (figure II.7). Les axes des ellipses sont ainsi mesurés et mis à l'échelle grâce aux mètres étalons présents

sur les clichés. Les paramètres inertiels de ces ellipses sont ensuite calculés d'après la méthode décrite par Jensen [1978] :

- Volume : le volume du cylindre elliptique, $v_{tranche}$, est simplement obtenu d'après l'aire de l'ellipse et l'épaisseur de la tranche considérée (figure II.8) :

$$v_{tranche} = \pi \cdot h \cdot r_x \cdot r_y, \quad (II.5)$$

avec h l'épaisseur de la « tranche » et r_x et r_y les petit et grand rayons de l'ellipse, modèle géométrique de la tranche considérée. Suivant les tranches, r_x pourra être le petit ou le grand rayon (figure II.8).

- Masse : la masse d'une ellipse est calculée d'après le volume en multipliant celui-ci par la densité issue du modèle :

$$m_{tranche} = \rho_{tranche} \cdot v_{tranche} \quad (II.6)$$

avec $\rho_{tranche}$ la densité de la tranche.

- Centre de masse : celui-ci est obtenu suivant la formule du barycentre :

$$\overline{OG} = \iiint \overline{OM} dm \quad (II.7)$$

ou plus simplement par symétrie sur chaque tranche.

Les volumes et positions des centres de masses segmentaires sont ensuite obtenus par sommation des volumes des tranches appartenant à chaque segment et par sommation pondérée des positions des CdM des tranches, respectivement.

Lors du calcul de la position des centres de masses les épaisseurs des tranches ont été prises minimales, i.e. mesurant de quatre à six millimètres, de ce que nous proposait le logiciel et ceci en fonction de la taille du sujet.

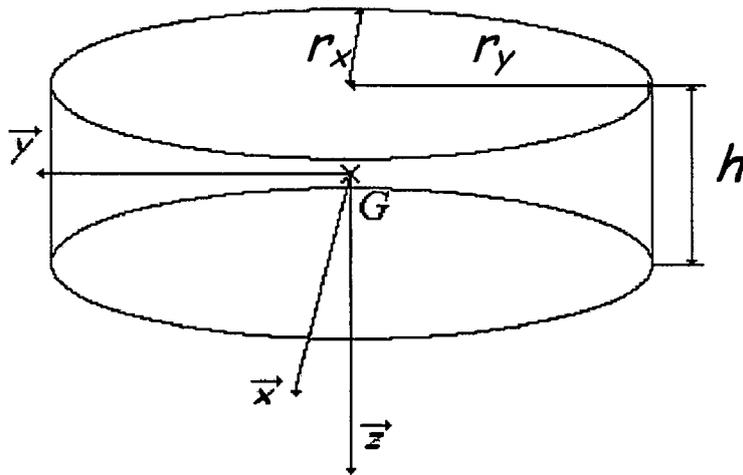


Figure II.8 – Volume élémentaire constituant les segments d’après Jensen [1978]

II.1.6 Construction des repères locaux

Le logiciel Slicer nous permet aussi d’obtenir les coordonnées en trois dimensions de points numérisés. Ce sont ces données et les positions des centres de gravité segmentaires qui rendent possible la détermination de la position des centres de masse dans chacun des repères locaux segmentaires d’après la méthode suivante.

Les marqueurs techniques sont nommés A_{seg} , B_{seg} et C_{seg} avec seg le nom du segment considéré. Le repère local est ensuite construit ayant comme origine le barycentre des trois points A , B et C (équation II.8). Les directions de ses axes sont calculées en prenant l’axe AB comme support du premier vecteur de la base locale (\vec{u} , équation II.9), puis le second axe (portant \vec{v}) est construit d’après le résultat du produit vectoriel de \vec{AB} et \vec{AC} ($\vec{u} \perp \vec{v}$, équation II.10), finalement le dernier vecteur unitaire de la base (\vec{w}) est issu du produit vectoriel de \vec{u} et \vec{v} (équation II.11), constituant une base orthonormée directe \vec{u} , \vec{v} , \vec{w} .

$$\vec{OO}_{seg} = \frac{\vec{OA}_{seg} + \vec{OB}_{seg} + \vec{OC}_{seg}}{3} \quad (\text{II.8})$$

$$\vec{u} = \frac{\overrightarrow{A_{seg} B_{seg}}}{\|\overrightarrow{A_{seg} B_{seg}}\|} \quad (\text{II.9})$$

$$\vec{v} = \frac{\overrightarrow{A_{seg} B_{seg}} \wedge \overrightarrow{A_{seg} C_{seg}}}{\|\overrightarrow{A_{seg} B_{seg}} \wedge \overrightarrow{A_{seg} C_{seg}}\|} \quad (\text{II.10})$$

$$\vec{w} = \vec{u} \wedge \vec{v} \quad (\text{II.11})$$

Les coordonnées du centre de masse segmentaires sont ensuite calculées dans le repère local en effectuant un changement de repère :

$$\left[\overrightarrow{O_{loc} G_{seg}} \right]_{loc} = A_{glob \rightarrow loc} \cdot \left[\overrightarrow{O_{loc} G_{seg}} \right]_{glob}, \quad (\text{II.12})$$

avec $A_{glob \rightarrow loc}$ la matrice de changement de base [3 x 3] de la base globale vers la base locale.

Les coordonnées des centres de masse segmentaires deviennent ainsi transférables à l'analyse cinématique (cf. section II.2.3).

Les masses segmentaires, issues du logiciel Slicer, ont aussi été extraites dans le but d'être comparées à celle obtenues par notre méthode (cf. section II.5.1.2).

La méthode Jensen permet donc de connaître les coordonnées des centres de masse de chacun des segments et ainsi de déterminer leur trajectoire lors de nos acquisitions cinématiques. L'utilisation que nous faisons de la méthode Jensen est illustrée figure II.9.

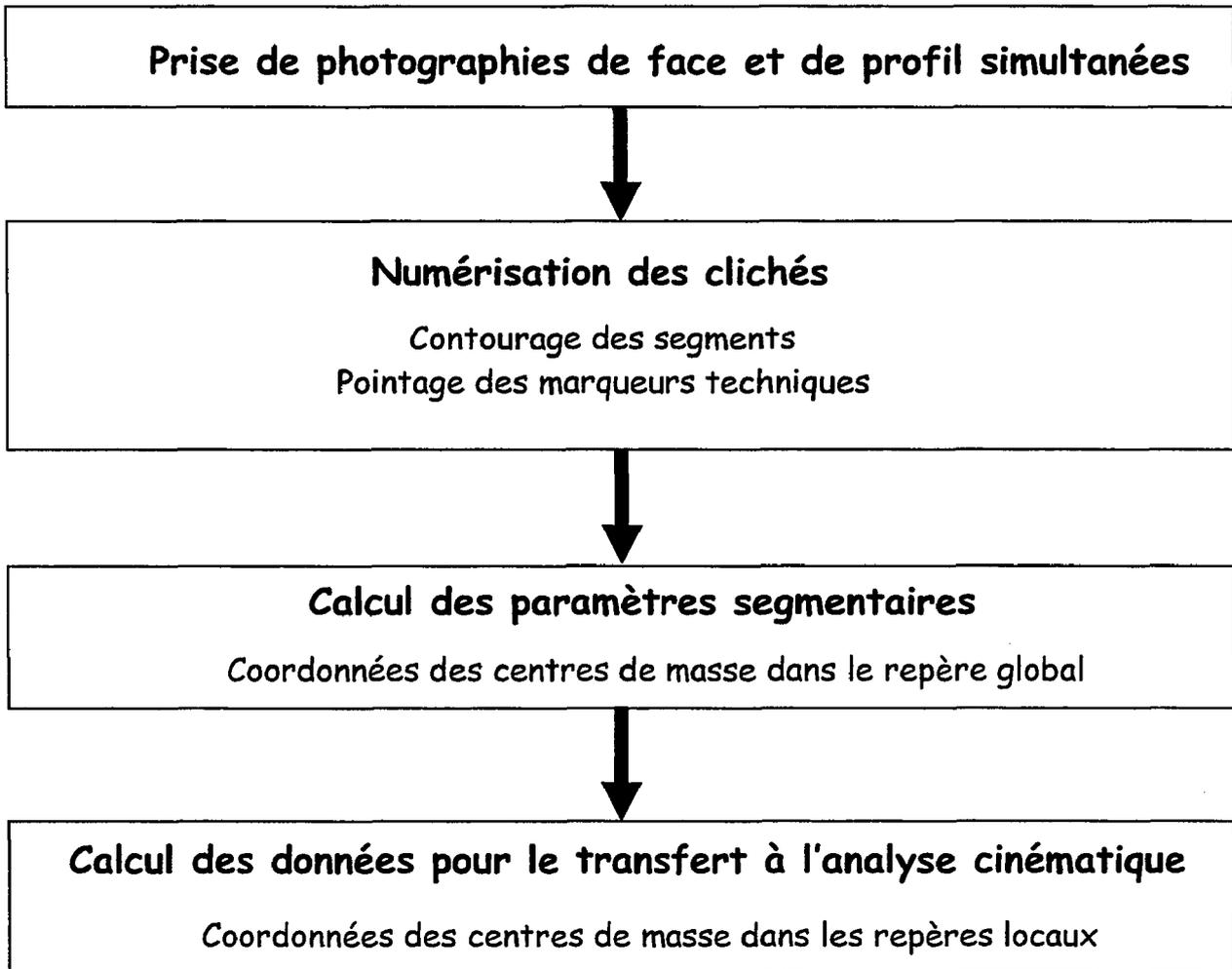


Figure II.9 – Méthode Jensen telle qu'utilisée pour chacun des côtés lors de notre étude

II.2 Analyse du mouvement

Nos acquisitions AMH ont été réalisées à l'aide de deux plates-formes de forces Kistler (Kistler, type 9286A) pour la cinétique et à l'aide d'un système d'analyse du mouvement Vicon 7 caméras (Vicon 612, Oxford Metrics) pour la cinématique. Ces acquisitions ont été effectuées de manière synchrone. Notre but était d'obtenir une estimation des masses segmentaires d'après l'étude des positions des centres de masse segmentaires et de celle du centre de pression. Ces dernières ont été obtenues à l'aide des données issues des plates-formes de forces alors que les positions des CdM sont issues de la cinématique et des données du logiciel Slicer. Le principe d'obtention des masses segmentaires relatives (méthode simultanée), i.e. du rapport masse segmentaire sur masse totale, est celui du barycentre pour un ensemble de solides présenté en introduction (équation II.1). Dans le cas de notre étude : G est le centre de masse du corps entier, déduit de la position du centre de pression (CdP) du sujet, n le nombre de segments considérés dans le modèles du corps humain choisi, m_i la masse du segment i , G_i le centre de masse du segment i , et m_{totale} la masse totale du sujet. L'annexe E présente en détails les traitements réalisés sur les signaux acquis à partir du système d'acquisition optoélectronique et des plates formes de forces.

II.2.1 Détermination de la position du centre de pression

Le système d'acquisition utilisé nous permet de connaître les efforts et moments appliqués au centre de chacune des plates-formes à chaque instant. Ces acquisitions ont été réalisées à une fréquence de 60 Hz. La position du centre de masse du sujet est déterminée d'après le calcul de la position du centre de pression sur chacune de ces plates-formes. Par définition, le centre de pression est le point de la surface de la plate-forme où les moments par rapport aux axes horizontaux de la plate-forme sont nuls. Soit le point P , centre de pression, au niveau duquel les moments sont tels que $\overline{M}_P = \vec{0}$. Il en découle, d'après le transport du moment du point O , centre de la plate-forme où le couple est déterminé, au point P :

$$\overline{M}_O + \overline{F} \wedge \overline{OP} = \vec{0} \Leftrightarrow \overline{M}_O = -\overline{F} \wedge \overline{OP} \quad (\text{II.13}).$$

avec \overline{F} la résultante des efforts appliqués sur la plate-forme.

Le développement de l'équation (II.13) nous donne :

$$\text{suivant } \vec{x} \quad OP_x = -\frac{M_y + F_x a_z}{F_z} \quad (\text{II.14})$$

$$\text{suivant } \vec{y} \quad OP_y = \frac{M_x + F_y a_z}{F_z} \quad (\text{II.15})$$

avec F_i l'effort suivant l'axe i et a_z la distance verticale entre le centre géométrique de la plate-forme et la surface de celle-ci.

Ainsi et comme F_x et F_y sont nuls en statique, les équations précédentes peuvent être décomposées :

$$\text{suivant } \vec{x} \quad OP_x = -\frac{M_y}{F_z} \quad (\text{II.16})$$

$$\text{suivant } \vec{y} \quad OP_y = \frac{M_x}{F_z} \quad (\text{II.17})$$

Les coordonnées du centre de pression sont ainsi déterminées pour les deux plates-formes. Les coordonnées, suivant \vec{x} et \vec{y} , de chacun des centres de pression sont ensuite utilisées pour déterminer la position du centre de pression du sujet, et donc la projection sur le plan horizontal du centre de masse, suivant la formule, identique à celle du barycentre :

$$\overrightarrow{OG} = \frac{\overrightarrow{O_1P_1} \cdot F_{Z_1} + \overrightarrow{O_2P_2} \cdot F_{Z_2}}{F_{Z_1} + F_{Z_2}} \quad (\text{II.18}),$$

avec \overrightarrow{OG} le vecteur position du centre de pression du sujet, supposé représenter la projection de son CdM dans le plan Oxy , $\overrightarrow{O_iP_i}$ le vecteur position du centre géométrique au centre de pression mesuré sur la plate-forme i et F_{Z_i} la résultante suivant \vec{z} des efforts mesurés sur la plate-forme i .

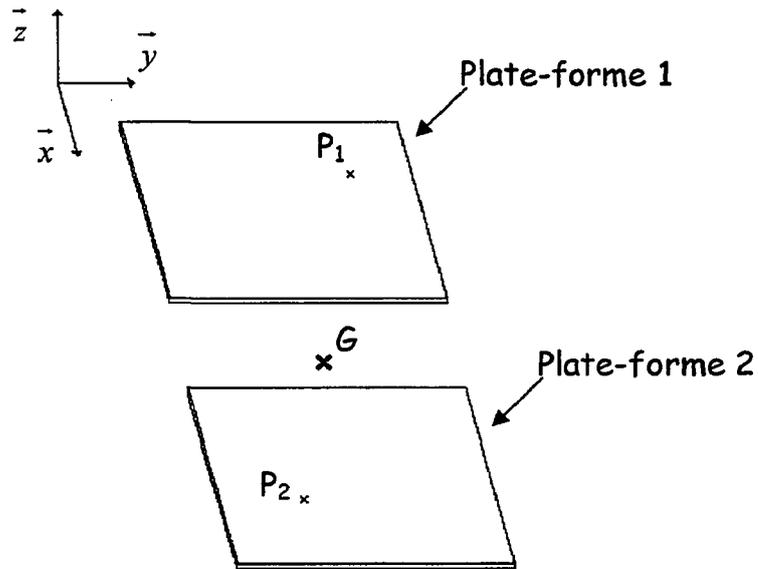


Figure II.10 – Principe de détermination du centre de pression en utilisant deux plates-formes

II.2.2 Détermination de la position des centres de masse segmentaires

Les acquisitions cinématiques, réalisées à l'aide d'un système d'analyse du mouvement Vicon[®], ont pour but de nous permettre de connaître la position des CdM de tous les segments à chaque instant et, a fortiori, lorsque le sujet est immobile. De même que pour les données issues des plates-formes, l'acquisition cinématique a été réalisée à 60 Hz. Les acquisitions des différents signaux, cinématiques et issus des plates-formes, sont synchronisés par l'ordinateur auquel ils sont reliés. En préalable à ces acquisitions, de type AMH, les sujets étaient équipés de marqueurs réfléchissants, boules de 20 mm de diamètre (section II.1.3). Ces marqueurs sont les points dont les trajectoires sont enregistrées lors des AMH. Pour notre expérimentation, ces marqueurs étaient au nombre de 45, trois par segment constituant notre modèle biomécanique du corps humain, afin de nous permettre de reconstruire un repère local pour chacun de ces segments. Le placement des marqueurs ainsi que sa motivation sont décrits dans les sections suivantes.

II.2.2.1 Positionnement des marqueurs

Le positionnement des marqueurs a été régi par un certain nombre de contraintes dont les principales étaient dues à leur visibilité à la fois sur les deux photographies réalisées pour la méthode Jensen, mais aussi lors des acquisitions cinématiques. De plus, la position des

marqueurs a également été guidée par la nécessité de la minimisation des mouvements relatifs de la peau par rapport aux os sous-jacent. Ces mouvements sont une des sources d'erreur de l'AMH évoquées au chapitre 1 [della Croce, 2006]. Si les études concernant ce problème sont relativement nombreuses [Cappozzo *et al.*, 1996 ; Sati *et al.*, 1996 ; Manal *et al.*, 2002], celle de Stagni et collaborateurs [2005] est particulièrement intéressante car les marqueurs fixes par rapport aux os ne sont pas montés sur des tiges traversant l'épiderme comme c'est le cas dans la très grande majorité des études, ces tiges pouvant fausser les résultats des évaluations des marqueurs externes en contraignant le mouvement de la peau. De plus, une « carte » des déplacements relatifs est donnée par ces auteurs. C'est sur cet article que sont basés les positionnements de nos marqueurs techniques pour les segments cuisse et jambe. Pour les autres segments les marqueurs ont été disposés au plus loin des articulations, car c'est là que la peau se déforme le plus, tout en essayant d'éviter les zones où la couverture de l'os par les tissus, musculaires ou adipeux, est la plus épaisse et en gardant une distance minimale entre les marqueurs afin que le système d'analyse du mouvement puisse les distinguer. Les positions des marqueurs sont décrites en détails dans les sections suivantes.

II.2.2.1.1 Tête

Les marqueurs de la tête (figure II.11) ont été placés au centre de la partie frontale de l'écaille du frontal, sur les faces antérieure et latérale de la zygoma droite pour les marqueurs *a*, *b* et *c*, respectivement.

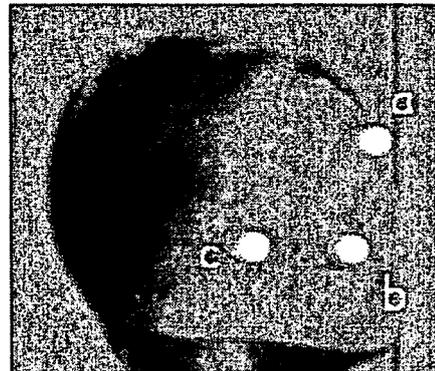


Figure II.11 – Cluster technique de la tête

II.2.2.1.2 Tronc supérieur

Les marqueurs du tronc supérieur (figure II.12) sont disposés au niveau du manubrium, du processus xiphoïde et sur la cage thoracique à mi-distance environ des deux premiers marqueurs et non aligné avec ces derniers, pour les marqueurs *a*, *b* et *c*, respectivement.

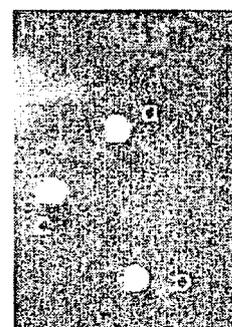


Figure II.12 – Cluster technique du tronc supérieur

II.2.2.1.3 Tronc inférieur

Les marqueurs techniques du tronc inférieur (figure II.13) sont placés sur les apophyses épineuses antérosupérieures gauche et droite des os coxaux ainsi que sur le pubis, pour les marqueurs *a*, *c* et *b*, respectivement. Le marqueur technique *a* est monté sur une tige de manière à ce qu'il soit visible sur les photographies du profil droit pour la méthode Jensen.

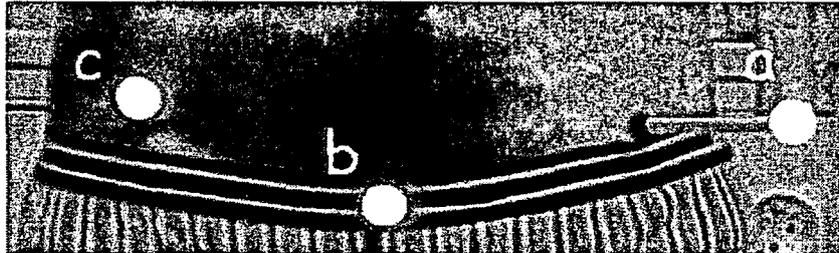


Figure II.13 – Cluster technique du tronc inférieur

Pour les segments des membres, excepté pour les pieds et les mains, les marqueurs sont nommés *a*, *b* et *c* du proximal au distal.

II.2.2.1.4 Bras

Pour le bras (figure II.14), les marqueurs sont placés sur la base de l'insertion du deltoïde sur l'humérus, sur le biceps et juste au dessus de l'épycondyle latéral de l'humérus.

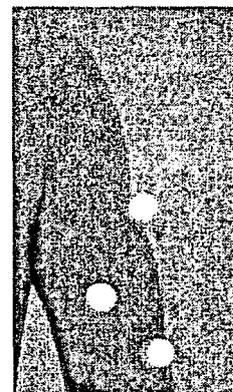


Figure II.14 – Cluster technique du bras

II.2.2.1.5 Avant-bras

Les marqueurs techniques de l'avant-bras (figure II.15) sont disposés sur le premier radial, sur le milieu du bord postérieur de l'ulna (cubitus) et au-dessus du styloïde radial.

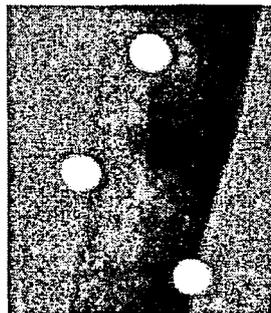


Figure II.15 – Cluster technique de l'avant-bras

II.2.2.1.6 Main

Pour la main (figure II.16) les marqueurs sont disposés sur les faces antérieures du semi-lunaire (marqueur *a*) et des extrémités des métacarpiens 2 et 5 (marqueurs *b* et *c*, proches des bases de l'index et de l'auriculaire, respectivement).

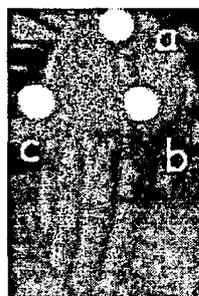


Figure II.16 – Cluster technique de la main

II.2.2.1.7 Cuisse

Pour la cuisse (figure II.17) les sites des marqueurs retenus sont près de l'extrémité proximale du droit fémoral, sur le milieu de fascia-lata, et vers l'extrémité distale du droit fémoral.

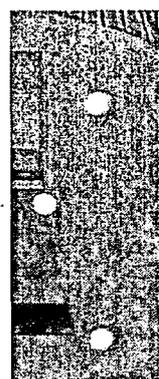


Figure II.17 – Cluster technique de la cuisse

II.2.2.1.8 Jambe

Les marqueurs techniques de la jambe (figure II.18) sont au dessous de la tête de la fibula (péroné), sur la face médiale du tibia et au-dessus de la malléole latérale.

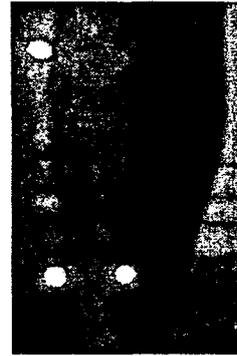


Figure II.18 – Cluster technique de la jambe

II.2.2.1.9 pied

Pour le pied (figure II.19), les marqueurs *a*, *b* et *c* sont disposés sur la partie supérieure de la tête du talus et les têtes des métatarsiens 1 et 5, respectivement.

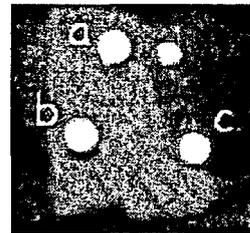


Figure II.19 – Cluster technique du pied

II.2.2.2 Mouvements réalisés lors des acquisitions cinématiques

Lors de ces acquisitions il était demandé aux sujets de s'allonger sur une planche, disposée sur les plates-formes de force, et de réaliser des mouvements les plus amples possibles, dans la limite du confortable, pour nous permettre de déterminer au mieux les proportions segmentaires. Le poids de cette planche a été limité grâce à une forme optimisée. La planche, le positionnement des plates-formes et du sujet sur la planche sont illustrés figure II.2. Le but de la planche était de permettre au sujet de se relaxer totalement pendant les pauses effectuées lors de la réalisation des mouvements (cf. section II.2.3.1) et, ainsi, d'éviter les biais dus aux mouvements et efforts nécessaires au maintien de positions comme celles décrites dans les études de Park et collaborateurs [1999] et Pataky et collaborateurs [2003], illustrées figures II.8 et II.1, respectivement.

Les mouvements acquis, au nombre de 13 (six paires et un impair), étaient les suivants : abduction adduction épaules, flexion extension coudes, flexion extension poignets, abduction adduction hanches, flexions extensions hanche genou cheville, flexion extension chevilles et rotation tête. Lors de ces mouvements il était demandé au sujet d'adopter une position de départ et d'atteindre la position d'arrivée en faisant quelques pauses intermédiaires ($n = 1$ à 4,

suivant la souplesse du sujet et le mouvement à réaliser) de 0,5 à 1 s. Le but de ces pauses était de nous permettre d'obtenir des positions statiques supplémentaires, et d'atteindre un nombre minimum de 3 couples d'équation par acquisition, pour une détermination plus fine des masses segmentaires (cf. section II.3.2). Les différentes positions sont décrites dans les sections suivantes.

Les mouvements décrits ci-dessous ont été sélectionnés car ils mettent en jeu la totalité des articulations séparant les segments de notre modèle et permettent, pour la plupart, de grandes amplitudes de mouvement.

II.2.2.2.1 Abduction adduction épaule

Lors de ce mouvement il était demandé au sujet de partir d'une position membre supérieur le long du corps à une position membre supérieur à 90° (figure II.20) en effectuant plusieurs pauses pendant lesquelles le membre devait reposer à plat sur la planche.

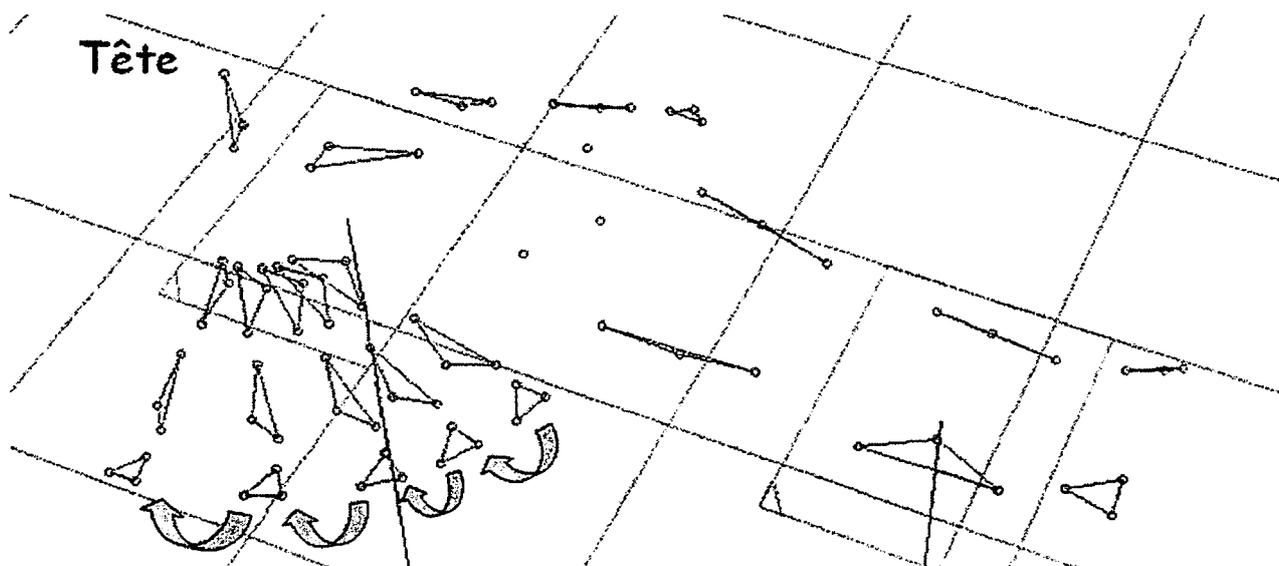


Figure II.20 – Abduction épaule droite

II.2.2.2 Flexion extension coude

Pendant l'acquisition de ce geste, le sujet devait placer son épaule en abduction (45° environ par rapport au tronc) et effectuer une flexion du coude par étapes dans un plan vertical (figure II.21). Lors de cette acquisition et de la suivante le sujet ne pouvait pas poser son avant bras et sa main sur la planche.

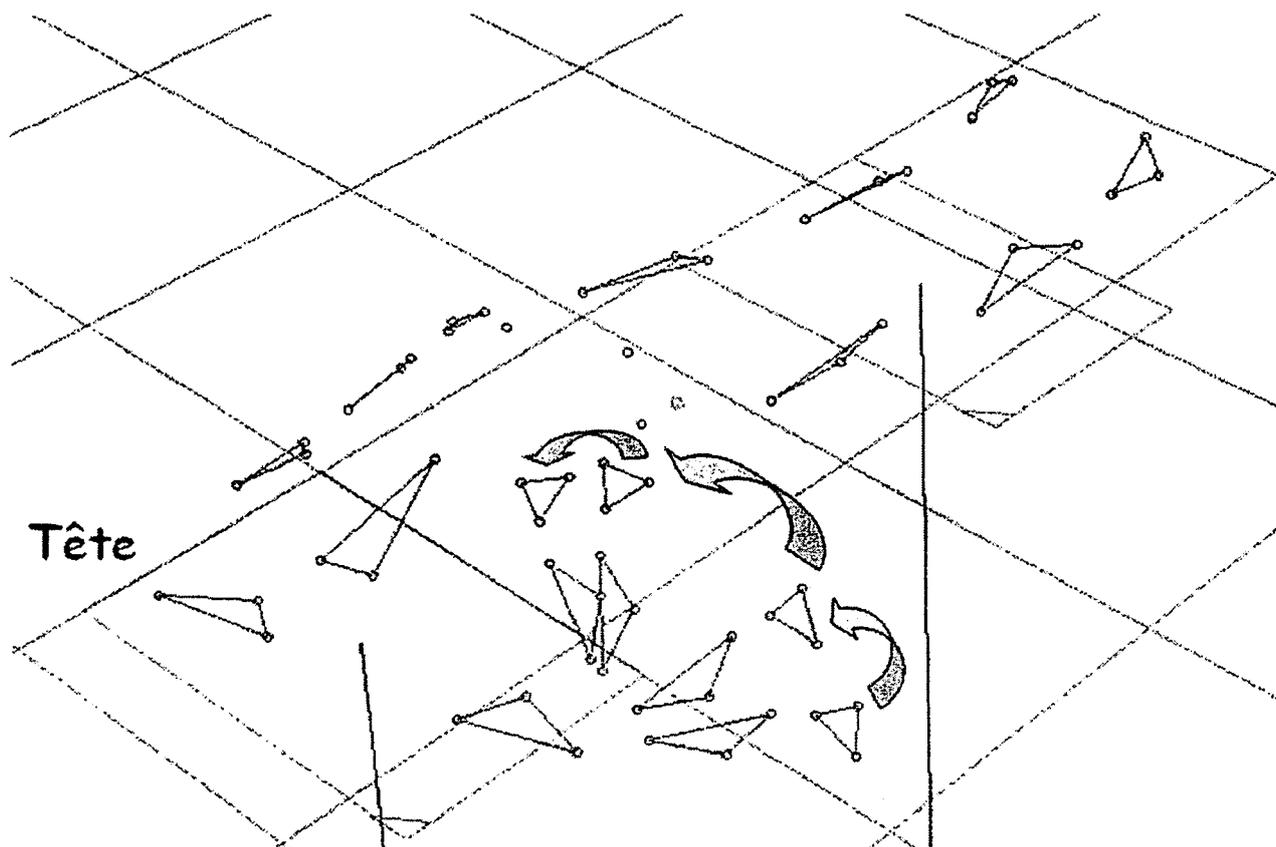


Figure II.21 – Flexion coude droit

II.2.2.2.3 Flexion extension poignet

Pour cette acquisition, il était demandé au sujet d'adopter la même position que précédemment, avant-bras vertical. Le sujet devait ensuite réaliser une flexion du poignet, jusqu'à environ 90° , puis une extension similaire (figure II.22).

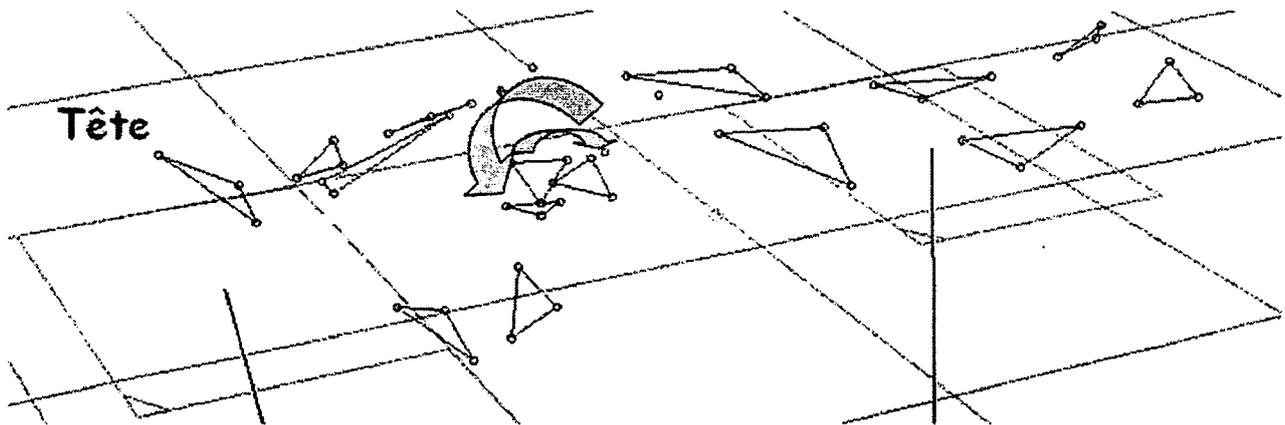


Figure II.22 – Flexion poignet droit

II.2.2.2.4 Abduction adduction hanche

Ce mouvement est similaire à celui décrit section 2.2.2.1, aux amplitudes près. Il est illustré figure II.23.

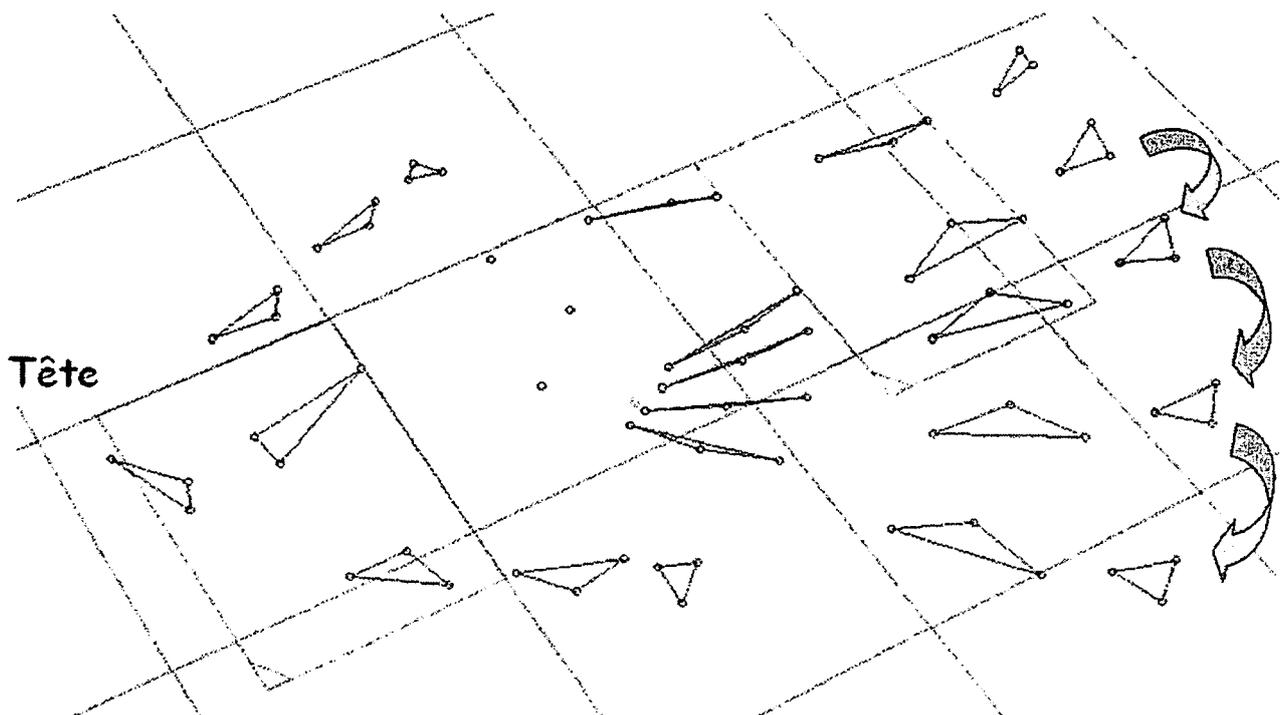


Figure II.23 – Abduction hanche droite

II.2.2.2.5 Flexion extension hanche, genou et cheville

Pour ce geste, le sujet devait fléchir la hanche et le genou de manière à faire reposer la plante de son pied sur la planche, il lui était ensuite demandé d'effectuer une extension simultanée

de la hanche et du genou afin de poser son pied, puis son talon, de plus en plus loin, jusqu'à ce que la jambe soit tendue à plat sur la planche (figure II.24). Ce mouvement fait intervenir plus d'une articulation mais cela permettait au sujet de reposer son membre lors de l'acquisition pour la même raison que pour les autres mouvements (section II.2.2.2). Son but était d'obtenir des équations supplémentaires afin d'améliorer les résultats de notre méthode simultanée d'estimation des masses segmentaires (section II.3.2).

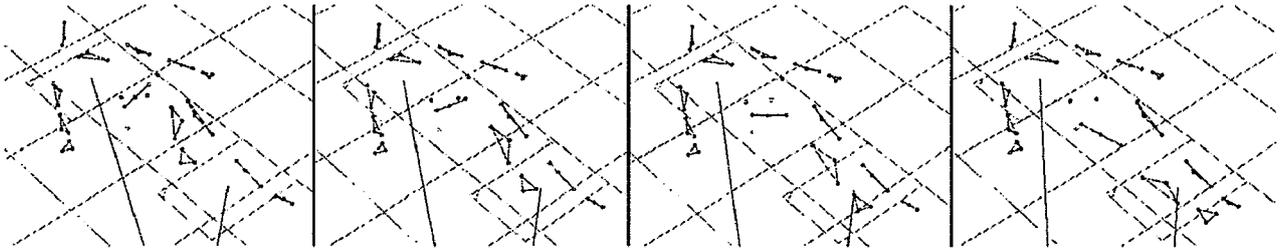


Figure II.24 – Flexion hanche, genou et cheville
(extension progressive du genou de g. à d.)

II.2.2.2.6 Flexion extension cheville

Lors de ce mouvement, le sujet devait étendre et fléchir la cheville, trois positions différentes étaient enregistrées : position neutre (repos), puis une flexion et une extension (figure II.25). Ce geste est similaire à celui réalisé pour le poignet.

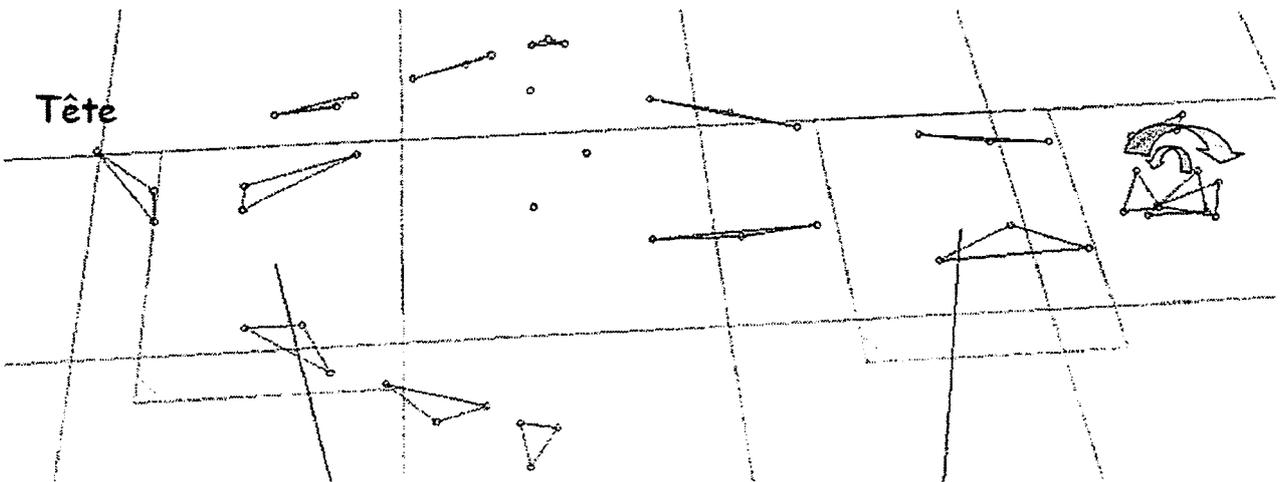


Figure II.25 – Flexion cheville

II.2.2.2.7 Rotation tête

Pour ce geste, il était demandé au sujet de regarder vers le plafond, puis à gauche et à droite, tout en maintenant une pause permettant la détermination de la position statique (figure II.26).

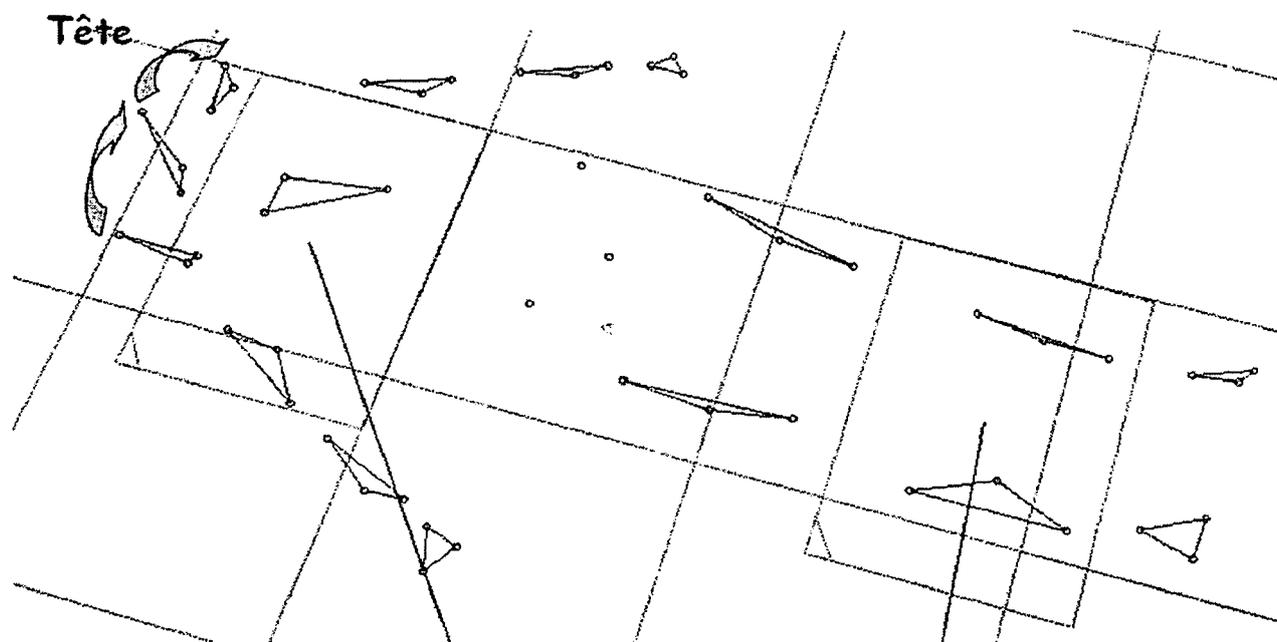


Figure II.26 – Rotation tête

La réalisation de la totalité de ces mouvements, comprenant le temps d'explication aux sujets, ne prenait pas plus d'une vingtaine de minutes et l'inconfort était très réduit grâce à l'utilisation d'une planche spécialement conçue pour ces expérimentations.

II.2.3 Traitement des données issues de l'analyse du mouvement

Cette section décrit les opérations réalisées dans le but de permettre l'utilisation des données issues du logiciel Slicer à l'acquisition AMH. Les grandes étapes ont été la détermination des positions statiques, qui sont les « images » prises lorsque les sujets étaient immobiles lors des acquisitions cinématiques, et la création de repères locaux permettant la localisation des centres de masse segmentaires pour chaque position enregistrée. Plus de précisions sont données en annexe E.

II.2.3.1 Détermination des positions statiques

Le critère choisi permettant de déterminer les instants durant lesquels le sujet est immobile sur la planche a été celui de la vitesse de déplacement du centre de pression mesuré lors de l'acquisition cinétique, simultanée à l'acquisition cinématique. Une interface graphique a été créée (figure II.28), permettant à l'opérateur d'optimiser deux paramètres que sont le seuil de vitesse indiquant un changement de position et la durée minimale d'une position statique (i.e. durée minimale pendant laquelle le sujet est considéré immobile). Ce dernier critère nous a permis d'éliminer les plages lors desquelles la vitesse du centre de pression était assez faible pour être considérée comme nulle par notre premier critère mais qui ne constituaient pas de réelles pauses entre les mouvements. La méthode de sélection de fenêtres temporelles statiques est illustrée figure II.27.

II.2.3.1.1 Filtrage de la vitesse du centre de pression

Ce filtrage a été rendu nécessaire du fait de l'utilisation de la dérivée des trajectoires du centre de pression. Les positions du centre de pression, issues des plates-formes de force, ont été filtrées en simulant la réponse d'un système linéaire de premier ordre ($H(p) = \frac{1}{\tau \cdot p + 1}$) à l'entrée représentée par ces signaux. Le filtrage de ce signal s'effectue en deux passes de sens inverse.

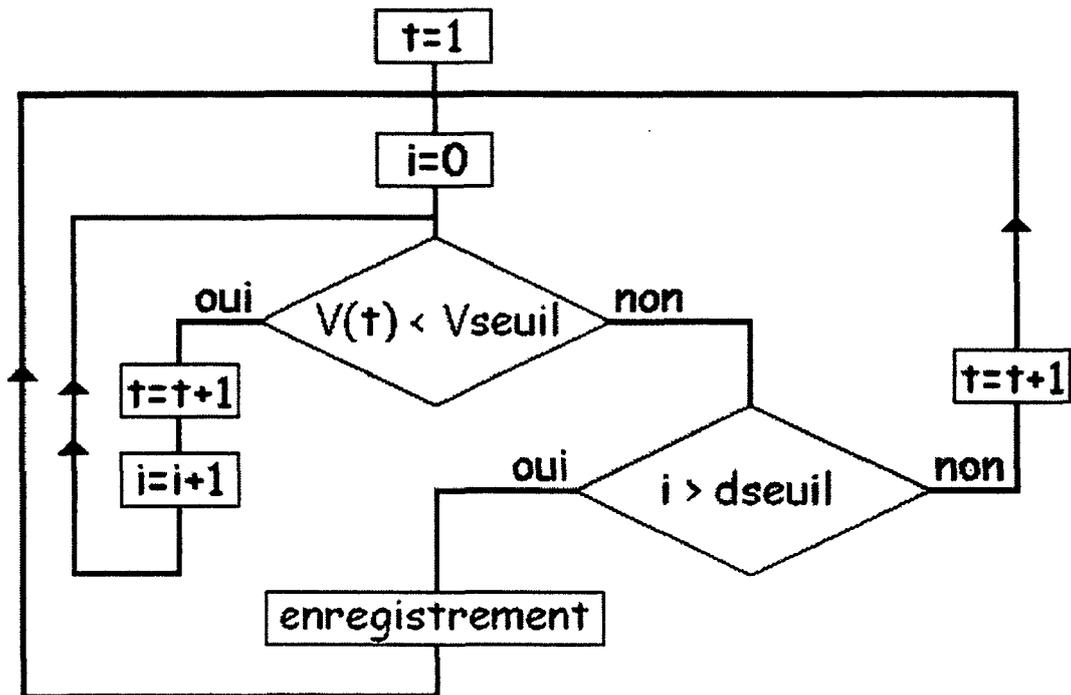


Figure II.27 – Sélection des fenêtres statiques

(avec t , un instant, i , un indice, $V(t)$, la vitesse à l'instant t , V_{seuil} , le seuil de vitesse choisi, et d_{seuil} , le nombre d'instant consécutifs lors desquels $V(t)$ doit être inférieure à V_{seuil} pour la fenêtre soit enregistrée)

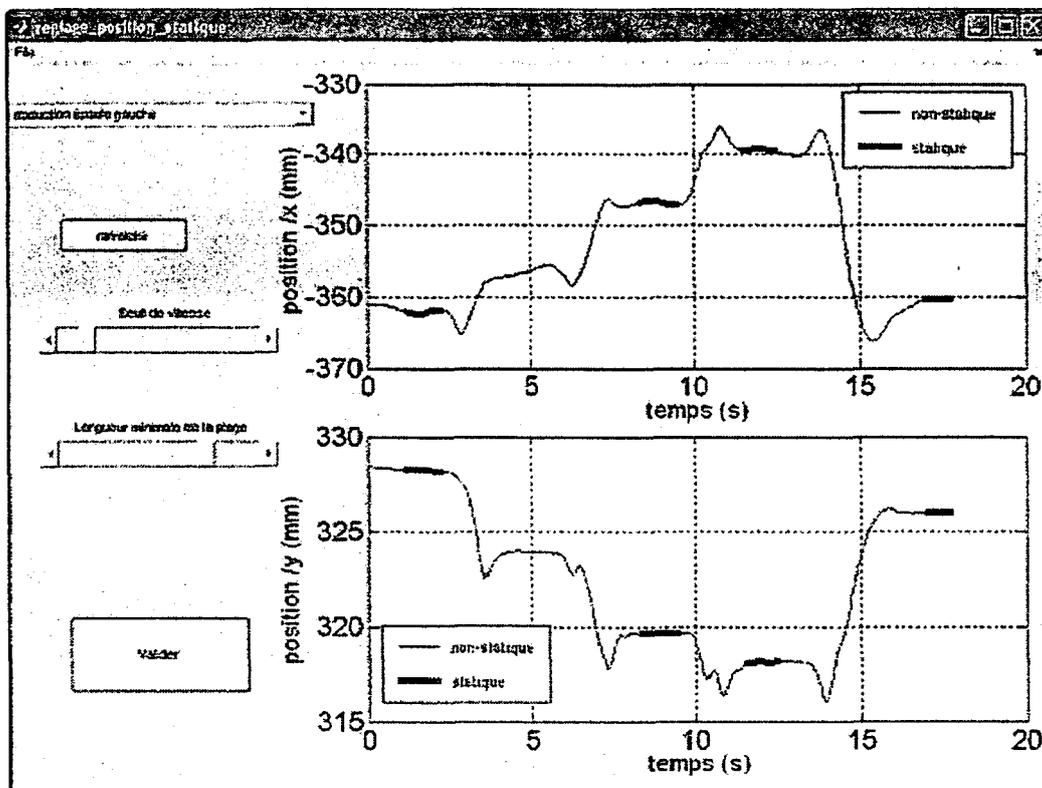


Figure II.28 – Interface graphique pour l'ajustement des positions statiques après réglages des seuils de vitesse et de durée.

II.2.3.2 Construction des repères locaux à partir des données cinématiques

Les repères locaux de l'analyse cinématique sont construits de la même manière que présentée section II.1.6.

Les valeurs des positions utilisées pour le calcul des masses par nos méthodes sont les moyennes des positions prises entre les instants de début et de fin des positions considérées statiques par nos critères. La réalisation de ces deux étapes permet d'hors et déjà d'obtenir les inconnues, coordonnées centres de masse segmentaires et du centre de pression, nécessaires à la résolution du système d'équations II.21 (section II.3.2) pour l'application de la méthode simultanée.

II.3. Détermination des masses segmentaires

La détermination des masses segmentaires d'après les acquisitions AMH a nécessité quelques étapes supplémentaires à ce qui a été décrit ci-dessus. Une fois les instants correspondant aux positions statiques déterminés, les équations II.4 et II.3 (présentée sous une forme matricielle équivalente équation II.23) peuvent être utilisées de manière à déterminer les masses des membres et des segments, respectivement.

II.3.1 Détermination des masses des membres

Notre méthode séquentielle permet d'estimer les masses segmentaires des membres. Les membres sont définis de la manière suivante :

- Membre supérieur : ensemble de solides comprenant le bras, l'avant-bras et la main.
- Membre inférieur : ensemble de solides comprenant la cuisse, la jambe et le pied.

Les acquisitions utilisées pour déterminer ces masses ont été les suivantes : abduction épaule droite, abduction épaule gauche, abduction hanche droite et abduction hanche gauche pour l'estimation des masses du membre supérieur droit, supérieur gauche, inférieur droit et inférieur gauche, respectivement.

Pour chacune de ces acquisitions cinématiques, la position du centre de masse du membre a été calculée d'après celle du CdM de chacun des segments constituant le membre pondéré par le produit de son volume par la densité cadavérique correspondante. Les volumes des segments ont été déterminés par volumétrie (cf section II.4) ou d'après la méthode Jensen lorsque la volumétrie n'avait pas été réalisée.

Notre méthode séquentielle de détermination de la masse des membres est similaire à celle présentée par Pataky et collaborateurs [2003], mis à part que nous utilisons la norme du déplacement entre deux positions statiques. Ces mêmes auteurs [Pataky *et al.*, 2003] ayant démontré que les erreurs sur les positions des CdM et CdP avaient une très grande influence sur la détermination de la masse, nous avons utilisé l'équation (II.4) dans le cas où l'erreur de

prédiction de la position du centre de masse d'après la masse segmentaire calculée est minimale. Pour ce faire toutes les masses, calculées avec toutes les combinaisons possibles de deux positions parmi les n enregistrées (C_2^n), ont été calculées. Les positions estimées du centre de pression ont ensuite été calculées d'après :

$$\Delta CdP_{estimé} = \frac{m_{estimée}}{M} \cdot \Delta CdM \quad (II.19)$$

Puis les écarts entre les positions des CdP mesurées et estimées ont été traités de la manière suivante, de façon analogue à l'obtention d'un résidu :

$$RMSE = \sqrt{\text{moyenne}(\varepsilon^2)} \quad (II.20)$$

$$\text{Avec } \varepsilon = \Delta CdP_{mesuré} - \Delta CdP_{estimé} \quad (II.21)$$

La masse pour laquelle $RMSE$ est minimale a enfin été sélectionnée.

II.3.2 Détermination des masses segmentaires relatives

Cette seconde méthode, appelée méthode simultanée, permet de calculer les masses de tous les segments d'après les positions des centres de masse segmentaires et les positions des centres de pression correspondants. Elle est décrite en complément de la précédente, car des essais de détermination des masses segmentaires n'ont pas donné des résultats permettant de conclure quant à la faisabilité de cette méthode.

Une fois notre matrice de position des CdM obtenue, la dernière étape nécessaire à l'obtention des masses segmentaires relatives de nos sujets consiste en la résolution du système d'équations ci-dessous.

$$CdM \cdot \Phi = CdP \quad (II.22)$$

avec CdM matrice $[m \times n]$, avec n le nombre de segments, contenant les positions des centres de masse segmentaires, Φ le vecteur $[n \times 1]$ contenant les masses segmentaires relatives, m_n/m_{totale} , et CdP le vecteur $[m \times 1]$ contenant la position suivant un des axes \bar{x} ou \bar{y} du centre de pression lors de la position statique m .

Cette équation peut aussi s'écrire sous forme matricielle :

$$\begin{bmatrix} OG_1 \\ \vdots \\ OG_k \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} OG_{11} & \dots & OG_{1n} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ OG_{k1} & \dots & OG_{kn} \end{bmatrix} \bullet \frac{1}{m_{totale}} \begin{bmatrix} m_1 \\ \vdots \\ m_n \end{bmatrix}, \quad (\text{II.23})$$

Nos acquisitions nous permettant d'obtenir un nombre de jeux de positions statiques largement supérieur aux 8 nécessaires à la résolution de notre système d'équations, une méthode de calcul utilisant un critère des moindres carrés nous a permis de calculer les masses segmentaires relatives. Cette méthode minimise ε dans l'équation suivante :

$$CdM \cdot \Phi - CdP + \varepsilon = 0 \quad (\text{II.24})$$

II.3.2.1 Essai de la méthode simultanée

En préalable à la réalisation des acquisitions avec nos sujets, une analyse a été effectuée pour déterminer les masses de cinq barres de masses différentes. Ces barres étaient disposées sur la même planche que nos sujets et un expérimentateur les déplaçait lors des acquisitions. Une fois les positions statiques déterminées, les masses relatives de nos barres ont été déterminées à l'aide de la méthode d'optimisation évoquée ci-dessus., les résultats de cette expérimentation sont donnés table II.2.

Table II.2 – résultats des essais de détermination des masses relatives

Barre	Proportion	Masse estimée (kg)	Masse mesurée (kg)	Différence relative (%)
<i>Acier longue</i>	0,395	22,941	23,765	3,47
<i>Acier courte n°1</i>	0,259	15,077	15,442	2,36
<i>Acier courte n°2</i>	0,262	15,240	14,808	-2,92
<i>Bois longue</i>	0,065	3,789	3,615	-4,82
<i>Bois courte</i>	0,017	0,989	0,485	-103,88

Ces résultats montrent que la détermination des masses les plus faibles est inacceptable. En effet, la différence observée entre les masses estimée et mesurée sur la barre de poids le plus faible est la seconde en magnitude, après la barre la plus lourde. La détermination des masses segmentaires pour les segments dont la masse est inférieure à quelques kg est donc vivement déconseillée, d'autant plus que, lors de ces essais, les amplitudes des déplacements des CdM pouvaient excéder ceux réalisables par nos sujets.

II.4 La Volumétrie

Cette méthode de détermination des paramètres inertiels segmentaires est brièvement décrite section II.2.3 du chapitre 1. La grandeur physique mesurée par cette technique est le volume du segment. Un volumètre à débordement (Forearm Volumeter, Volumeters Unlimited, Phoenix, AZ, USA, figure II.29) a été utilisé pour réaliser ces mesures.

Lors de ces mesures, il était demandé au sujet de plonger le segment en question dans l'eau contenue dans le volumètre jusqu'à la limite préalablement marquée au niveau de l'articulation sur le sujet. Ce dernier était guidé par l'expérimentateur lorsque la position à adopter ne lui permettait pas de voir distinctement la limite segmentaire. Les segments étudiés par volumétrie étaient les suivants : la main, l'avant-bras, le pied et la jambe. Le mode opératoire, pour la main et l'avant-bras, est illustré figure II.29. L'eau débordant du volumètre était recueillie dans un conteneur posé sur une plate-forme de force dont le but était de mesurer précisément le poids du volume d'eau reçu.

En préalable à l'utilisation de la plate-forme de force pour la détermination de la masse, une campagne de mesure a été réalisée en se servant d'une balance de précision (PR 2003, Delta Range, Mettler Toledo) dans le but d'évaluer la faisabilité de notre méthode en ce qui concerne la mesure du poids de volumes d'eau déplacés pour des petits segments (i.e. correspondant aux volumes des segments distaux mesurés). Un récipient contenant cinq volumes d'eau différents a été pesé sur la balance de précision et à cinq répétitions sur la plate-forme. Les volumes d'eau pesés étaient compris entre 300 et 2000 ml environ. Les résultats des pesées sont rapportés table II.3.

Table II.3 – Résultats de l'évaluation des plates-formes pour la pesée

Objet	Mesure balance (g)	Mesures plates-formes (g)					Moyenne ± écart-type	Erreur relative moyenne
		1	2	3	4	5		
1	319,52	320	318	307	318	309	314,5 ± 5,7	1,00%
2	615,39	606	604	610	608	611	607,8 ± 3,0	0,59%
3	1013,59	1002	999	1008	1004	1000	1002,6 ± 3,2	0,50%
4	1590,10	1573	1571	1573	1574	1569	1572,0 ± 1,8	0,51%
5	2012,80	1994	1983	1989	1987	1988	1988,2 ± 4,1	0,55%

L'étude de ce tableau nous permet de constater que l'erreur moyenne relative maximale observée sur la pesée à l'aide de la plate-forme de force est de 1% et n'excède pas 4% dans le cas le plus défavorable. Nous estimons cette précision satisfaisante pour notre étude.

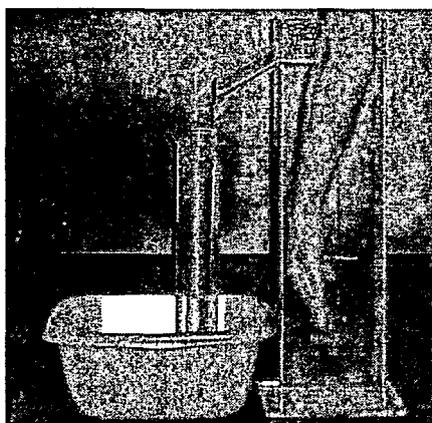


Figure II.29 – Volumétrie de la main et de l'avant-bras

II.5 Mesures anthropométriques

Ces mesures ont été prises sur les sujets dans le but de comparer les masses segmentaires estimées par nos méthodes à celles obtenues d'après les méthodes proportionnelles les plus courantes et un modèle géométrique.

La première partie de cette section présente les modèles utilisés, et la seconde indique les mesures prises sur les sujets, ainsi que les mesures anthropométriques estimées d'après le traitement des photographies de la méthode Jensen.

II.5.1 Modèles utilisés

II.5.1.1 Modèles proportionnels

Les modèles proportionnels avec lesquels les masses segmentaires ont été calculées lors de cette étude sont de différents types. Ils utilisent soit la masse totale (section II.5.1.1.1), soit la taille et la masse (section II.5.1.1.2), soit des combinaisons variées de mesures anthropométriques (section II.5.1.1.3). Les coefficients attribués à ces mesures sont données en annexe A.

II.5.1.1.1 Modèles utilisant la masse totale

Les modèles proportionnels retenus pour comparaison avec les résultats de cette étude et n'utilisant que la masse totale sont ceux issus des travaux de Harless [1860] [*in* Clauser *et al*, 1969], de Braune et Fischer [1889] [*in* Clauser *et al*, 1969], de Dempster [1955], de Barter [1957] [*in* Clauser *et al*, 1969], de Clauser et collaborateurs [1969], de Chandler et collaborateurs [1975], de Zatsiorsky et collaborateurs [1983], de Cheng et collaborateurs [2000] et de Winter [2005]. Cette section regroupe les modèles utilisant la masse totale seule ($m_{segment} = coefficient \times m_{totale}$) ainsi la masse totale et une constante ($m_{segment} = coefficient \times m_{totale} + constante$) et un modèle quadratique ($m_{segment} = coefficient_2 \times m_{totale}^2 + coefficient_1 \times m_{totale} + constante$).

II.5.1.1.2 Modèle utilisant la masse et la taille

Le modèle anthropométrique utilisant la taille et la masse totale du sujet retenu pour cette étude est celui présenté par Zatsiorsky et collaborateurs [1983]. Le modèle de détermination des masses segmentaires est tel que $y = a \cdot T + b \cdot M + c$ avec T la taille en cm, M la masse en kg et y la masse du segment considéré en kg.

II.5.1.1.3 Modèles utilisant d'autres mesures anthropométriques

Les derniers modèles anthropométriques proportionnels utilisés ont été ceux décrits par Zatsiorsky et Seluyanov [1985] et Clauser et collaborateurs [1969]. Les mesures prises sur les sujets et celles déduites sont indiquées section II.5.3.1 et II.5.3.2, respectivement. Les mesures prises sur les sujets sont décrites en annexe B.

II.5.1.2 Modèle géométrique

Un seul modèle géométrique a été retenu pour l'estimation des masses segmentaires dans un but de comparaison avec les données issues de nos méthodes. Ce modèle est celui présenté par Jensen [1978]. Le modèle de Jensen a été choisi car nous l'utilisons couramment et qu'il est facile à mettre en place.

Les densités segmentaires utilisées dans notre étude et préconisées par Jensen et collaborateurs [1993], ces densités sont présentées table II.4.

Table II.4 – Densités utilisées pour la méthode Jensen

Segment	Densité
<i>Tête</i>	
<i>Cou</i>	1,07
<i>Tronc supérieur</i>	0,92
<i>Tronc inférieur</i>	1,01
<i>Bras</i>	1,06
<i>Avant-bras</i>	1,10
<i>Main</i>	1,11
<i>Cuisse</i>	1,04
<i>Jambe</i>	
<i>Pied</i>	1,08

II.5.2 Segmentation

La segmentation est un problème récurrent en anthropométrie pour l'analyse du mouvement. Les différences entre les modèles peuvent être très faibles, comme l'utilisation de la malléole externe ou interne comme séparation des segments pied et jambe, ou plus importantes comme en ce qui concerne la séparation de la cuisse et du tronc, par exemple. Ces différences entre les modèles seront discutées lors de la comparaison de nos résultats à ceux issus des modèles anthropométriques (chapitre 3, sections III.3 et III.4).

II.5.3 Mesures réalisées et estimées

L'anthropométrie « manuelle » pouvant rapidement devenir fastidieuse, entraînant des imprécisions dans les mesures lorsque l'attention de l'expérimentateur se relâche et/ou que le sujet se lasse ; il a été décidé qu'un nombre restreint de mesures serait pris directement sur nos sujets. Néanmoins, et dans le but de permettre la comparaison des PIS avec un nombre plus conséquent de modèles, des mesures complémentaires ont été estimées à partir de l'analyse des photographies numérisées avec le Slicer.

II.5.3.1 Mesures prises sur les sujets

Un total de 29 mesures ont été prises sur chacun des sujets lors de nos expérimentations. Elles se répartissent de la manière suivante :

- 12 longueurs : longueur et largeur de la main, longueur de l'avant-bras, longueur du bras, longueur du sommet de la tête à l'apophyse épineuse de C7, distance projetée de C7 à l'appendice xiphoïde, distance du xiphoïde au nombril, distance inter épines iliaques antéro supérieures, distance inter condyles fémoraux et longueurs de la cuisse, de la jambe et du pied.
- 12 circonférences : de la main, du poignet, de l'avant-bras (maximale et médiane), du bras (maximale), de la tête, du cou, de la poitrine (et dessous de poitrine pour les femmes), de l'abdomen, des fesses, de la jambe (maximale) et de la cuisse (maximale).
- 5 diamètres : du poignet (minimum), du bras (minimum), de la tête (transversal), mésosternal de la poitrine et coxae (largueur au niveau des grands trochanters).

II.5.3.2 Mesures estimées

Dix mesures complémentaires aux précédentes ont été estimées afin de compléter les données nécessaires à l'utilisation des deux modèles anthropométriques cités en section II.5.1.1.3. Elles ont été estimées par deux moyens différents, à savoir une fraction de la stature pour les longueurs (Drillis et Contini [1966], p.89) et à l'aide de photographies pour les autres mesures (mesure du nombre de pixels et rapport pour les longueurs et diamètres, approximation du périmètre de l'ellipse d'après ses diamètres pour les circonférences). Ces mesures complémentaires se répartissent de la manière suivante :

- mesures estimées en utilisant des rapports pour les longueurs segmentaires : distance verticale du grand trochanter à C7 et distance inter acromions.
- Mesures estimées d'après les photographies : largeur du pied, diamètre distal de la jambe, circonférences proximale et distale de la jambe, circonférence et diamètre distaux de la cuisse, circonférence moyenne de la cuisse et du bras au repos.

Grâce aux mesures décrites dans cette section, il nous est possible de comparer les résultats de notre modèle avec ceux obtenus par 16 autres modèles, de complexités diverses, décrits dans la littérature.

Bilan du chapitre

Ce chapitre a décrit les méthodes et moyens mis en place pour permettre la détermination des masses segmentaires selon nos méthodes séquentielle et simultanée, en utilisant les positions des centres de masse et de pression. Les outils nécessaires à la réalisation de ces méthodes sont ceux couramment disponibles dans les laboratoires d'analyse du mouvement (plates-formes de force et système d'acquisition cinématique). De plus, le sujet dont les masses segmentaires sont à estimer par ce moyen peut prendre directement part à une analyse du mouvement consécutive à nos mesures, sans préparation supplémentaire. L'utilisation de la planche posée sur les plates-formes permet à ces méthodes de ne pas voir leur utilisation restreinte pour des populations pouvant être fatiguées rapidement (femmes enceintes, personnes handicapées, obèses, etc.), particulièrement si une autre méthode est substituée à la méthode Jensen dont l'utilisation requiert le maintien d'une posture debout pendant quelques secondes.

Les méthodes complémentaires présentées dans ce chapitre, anthropométrie classique et volumétrie des segments distaux, vont rendre possibles la comparaison et la confrontation de nos résultats avec ceux obtenus d'après les méthodes décrites dans la littérature, ceci afin de permettre de débattre de ces méthodes.

Chapitre 3 – Résultats et analyses

Objectifs du chapitre

Les objectifs de ce chapitre sont de présenter les résultats obtenus par les méthodes, séquentielle et simultanée, de détermination des masses segmentaires utilisées dans ce travail de thèse et d'apporter les éléments nécessaires à la discussion de nos résultats.

La présentation des résultats débute par l'exposition des statistiques démographiques de nos sujets. Viennent ensuite les volumes des segments distaux, i.e. main, avant-bras, pied et jambe, ainsi que les masses de ces derniers obtenues d'après l'utilisation de densités cadavériques [Clauser *et al*, 1969] et d'équations issues des travaux de Chandler et collaborateurs [1975]. Les masses segmentaires des membres obtenues par notre méthode séquentielle, sont ensuite présentées. L'exposition des paramètres anthropométriques se conclut par une évocation des résultats obtenus par notre méthode simultanée d'obtention des masses relatives de chacun des quinze segments constituant notre modèle. Ces résultats, négatifs pour certains, n'étant évidemment pas exploitables dans le cadre d'une analyse du mouvement humain (AMH), ils ne sont donnés qu'en annexe C et à titre indicatif.

La partie suivante s'attache à explorer et mettre en évidence les différences observées entre les résultats issus de la volumétrie et ceux provenant de la méthode Jensen, en ce qui concerne les volumes des segments distaux. Cette partie porte également sur l'analyse des asymétries et conclut sur le rejet ou non de l'hypothèse de symétrie.

Une troisième partie traite de la comparaison entre les résultats obtenus d'après notre méthode séquentielle et ceux issus de modèles anthropométriques décrits dans la littérature. Cette partie s'attache non seulement à l'étude des différences, significatives ou pas, mais sensibilise aussi aux problèmes liés à la segmentation, celle-ci pouvant varier grandement d'un modèle à un autre. Cette troisième partie se conclut par une présentation des erreurs d'estimation, ou résidus, observés d'après nos mesures et notre estimation des masses des membres.

La suite de ce chapitre porte sur les causes de l'échec de la détermination des masses relatives. Une première partie étudie les effets des imprécisions de la mesure du centre de pression sur l'estimation des masses relatives. Cette étude a été réalisée d'après des

simulations ayant pour point de départ les positions des centres de masses segmentaires obtenues lors de nos acquisitions cinématiques.

Une conclusion résume les différences observées entre les différentes méthodes de mesures et d'estimation des masses de membres et des volumes des segments distaux.

III.1 Résultats

Les résultats, présentés en détail dans les sections suivantes concernent la méthode Jensen, la volumétrie, dont les résultats sont confrontés à ceux issus de la méthode Jensen, et la détermination des masses des membres d'après notre méthode séquentielle. Les masses des extrémités distales et les masses des membres obtenues par application de quelques modèles sont présentées afin de permettre des comparaisons préliminaires entre les différentes méthodes d'obtention et de familiariser le lecteur avec les ordres de grandeurs des masses segmentaires.

III.1.1 Démographie

Les statistiques démographiques de nos sujets sont présentées table III.1 et développées figures III.1 à III.3. Notre groupe d'étude comprend trois femmes et douze hommes. De ce tableau et de ces figures il peut être remarqué que notre échantillon suit la loi normale et ne présente, par conséquent, pas de contre indication à l'utilisation de tests statistiques, de ce point de vue.

Table III.1 – Statistiques démographiques de nos sujets

	n	Moyenne	Écart-type	Asymétrie	Aplatissement
<i>Âge (ans)</i>	15	27,2	7,1	1,05	0,90
<i>Taille (cm)</i>	15	172,8	7,19	-0,41	1,39
<i>Masse (kg)</i>	15	70,14	9,07	-0,35	-0,68

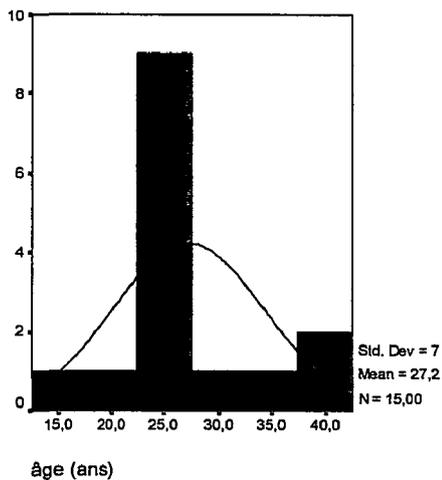


Figure III.1 –
Histogramme des âges

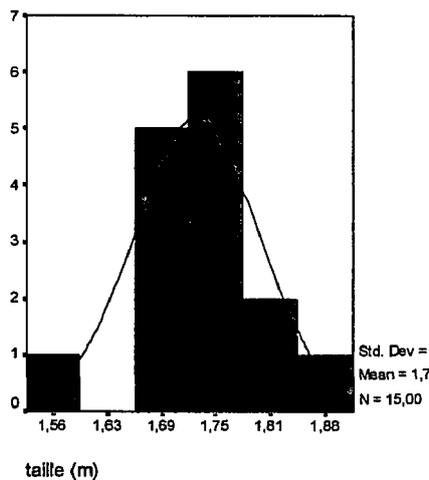


Figure III.2 –
Histogramme des tailles

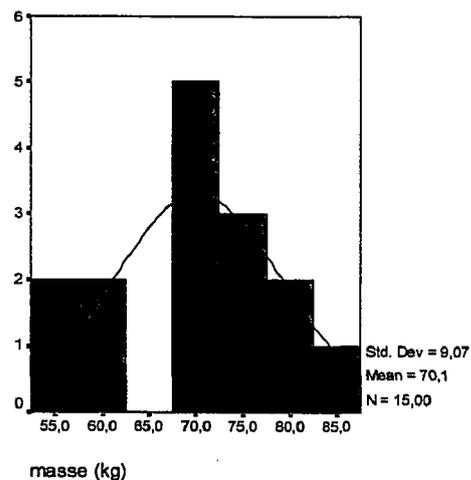


Figure III.3 –
Histogramme des masses
des sujets.

III.1.2 Résultats de la volumétrie

Les résultats obtenus par volumétrie sont présentés afin de permettre une comparaison préliminaire avec les résultats issus de la méthode Jensen, que nous avons utilisée pour la détermination des positions des centres de masse segmentaires, et d'exposer des moyens de détermination des masses des segments distaux, ces masses étant trop faibles pour être déterminées directement à l'aide de notre méthode de détermination des proportions segmentaires (table II.2, section II.3.2.1, chapitre 2).

III.1.2.1 Volumétrie

Les volumes segmentaires, obtenus par pesée sur plate-forme de force du volume d'eau déplacé, sont présentés table III.6. Le nombre de sujets inférieur en ce qui concerne les volumes des jambes est dû au fait que ces individus étaient trop grands pour que le volume de leurs jambes soit mesuré en utilisant notre volumètre. Ainsi seule la volumétrie des pieds a été réalisée pour les segments des membres inférieurs de ces sujets.

Ces volumes segmentaires sont représentés figures III.4 à III.7, pour les segments mains, avant-bras, pieds et jambes, respectivement. Ces boîtes à moustaches présentent les extrema de notre population (traits fins supérieurs et inférieurs), leurs médianes (traits gras) et la

répartition de la moitié de notre échantillon comprise entre le 25^{ème} et le 75^{ème} percentiles (rectangle rouge).

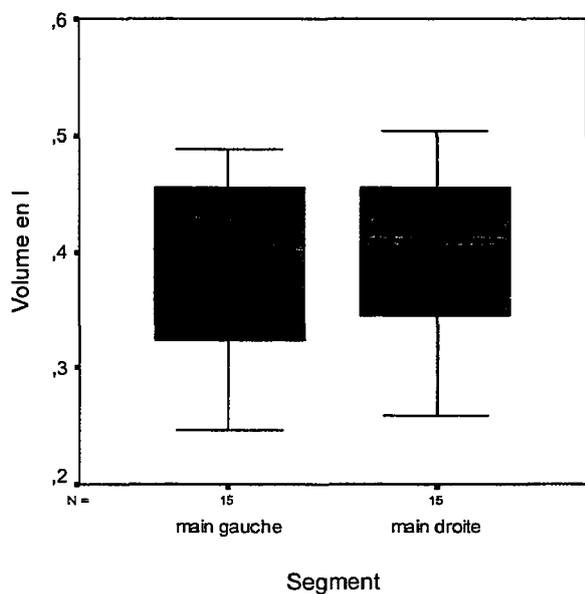


Figure III.4 – Volumes des mains obtenus par volumétrie

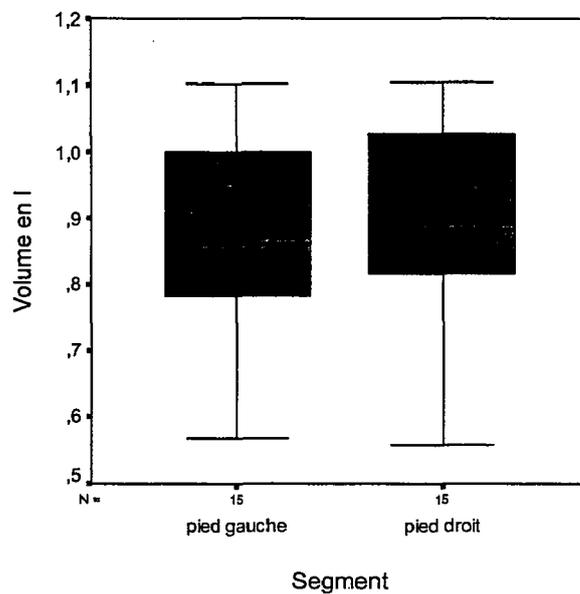


Figure III.6 – Volumes des pieds obtenus par volumétrie

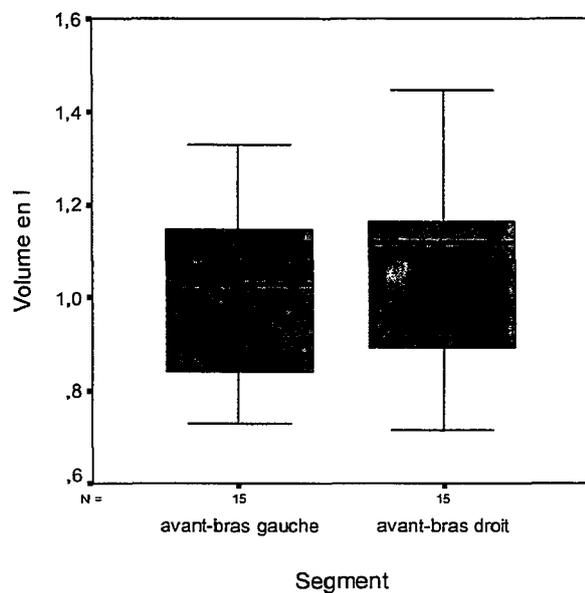


Figure III.5 – Volumes des avant-bras obtenus par volumétrie

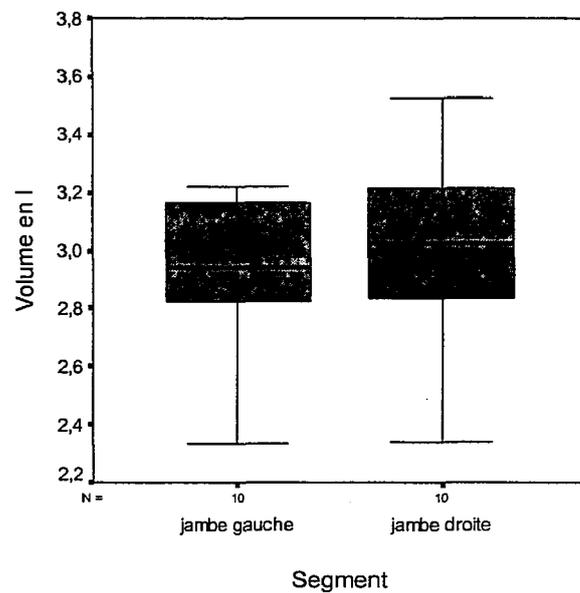


Figure III.7 – Volumes des jambes obtenus par volumétrie

D'après les résultats exposés table III.1 et figures III.4 à III.7, il semble que les données issues de nos sujets ne présentent pas d'asymétries flagrantes ce qui conforterait l'hypothèse de symétrie faite par la grande majorité des concepteurs de modèles anthropométriques. Néanmoins, ces volumes seront étudiés section III.2.3 de ce chapitre après regroupement des segments en « côté dominant » et « côté non dominant » afin de vérifier cette hypothèse.

III.1.2.2 Masses des segments distaux issues des densités cadavériques

Cette section présente les masses segmentaires obtenues en utilisant les densités segmentaires cadavériques issues des travaux de Clauser et collaborateurs [1969]. Ces densités sont rappelées table III.2.

Table III.2 – densités segmentaires d'après Clauser *et al.* [1969]

Segment	Main	Avant-bras	Pied et jambe
<i>Densité (kg.dm⁻³)</i>	1,11	1,10	1,08

Ces résultats étant proportionnels aux volumes, ils ne sont présentés que de manière descriptive table III.3.

III.1.2.3 Masses des segments distaux d'après des équations de régression

Un autre moyen de détermination des masses segmentaires d'après leur volume a été décrite par Chandler et collaborateurs [1975]. Ces auteurs ont obtenus de meilleurs résultats, i.e. un meilleur coefficient de détermination, en ce qui concerne la prédiction de leurs masses segmentaires en appliquant une équation de régression au volume plutôt qu'en utilisant une simple densité. Les résultats de ces travaux ont été utilisés pour calculer les masses segmentaires dont les statistiques sont exposées table III.3. Ces valeurs représentent la moyenne, pour chaque segment, des valeurs obtenues d'après les formules de Chandler et collaborateurs [1975] pour les côtés gauche et droit.

Table III.3 – Statistiques des masses segmentaires d’après la volumétrie en utilisant les densités de Clauser et collaborateurs [1969] et selon les équations de régression sur le volume de Chandler et collaborateurs [1975]

Segment	n	Clauser <i>et al.</i> [1969]		Chandler <i>et al.</i> [1975]	
		Moyenne ¹	Ecart-type ¹	Moyenne ¹	Ecart-type ¹
<i>Main droite</i>	15	0,428	0,082	0,427	0,081
<i>Main gauche</i>	15	0,428	0,085	0,418	0,085
<i>Avant-bras droit</i>	15	1,141	0,297	1,103	0,203
<i>Avant-bras gauche</i>	15	1,100	0,274	1,064	0,192
<i>Pied droit</i>	15	0,935	0,169	0,933	0,167
<i>Pied gauche</i>	15	0,917	0,160	0,915	0,159
<i>Jambe droite</i>	10	3,211	0,349	3,206	0,352
<i>Jambe gauche</i>	10	3,140	0,285	3,136	0,287

¹: exprimé(e) en kg.

Il est intéressant de remarquer que les valeurs obtenues par ces deux méthodes sont tout à fait équivalentes.

III.1.3 Résultats issus de la méthode Jensen

Les deux sections suivantes présentent les résultats concernant les masses et les volumes des segments distaux obtenus d’après la méthode Jensen appliquée à nos sujets.

III.1.3.1 Masses segmentaires d’après la méthode Jensen

La méthode Jensen, décrite au chapitre précédent, nous a permis d’obtenir des estimations des volumes segmentaires d’après la numérisation de photographies et l’application d’un modèle constitué de cylindres à sections elliptiques empilés. Les masses ont ensuite été déduites des volumes des différents segments composant notre modèle par application des densités cadavériques issues des travaux de Dempster [1955] et Clauser et collaborateurs [1969] et présentées en section II.5.1.2 du chapitre 2. Les masses segmentaires sont résumées table III.4. La table III.5 expose les masses des membres de l’échantillon de nos sujets ayant été utilisées pour le reste de l’étude, leurs effectifs, inférieur à 15, sont dus à des problèmes expérimentaux rencontrés lors des acquisitions cinématiques (section III.3).

Table III.4 – Masses des segments distaux de nos sujets d’après la méthode Jensen

Segment	Moyenne ¹	Ecart-type ¹	n
<i>Main droite</i>	0,608	0,101	15
<i>Main gauche</i>	0,595	0,103	15
<i>Avant-bras droit</i>	1,220	0,238	15
<i>Avant-bras gauche</i>	1,163	0,214	15
<i>Pied droit</i>	1,107	0,258	15
<i>Pied gauche</i>	1,129	0,223	15
<i>Jambe droite</i>	3,242	0,469	15
<i>Jambe gauche</i>	3,270	0,457	15

¹: exprimé(e) en kg.

Table III.5 – Masses des membres et des segments bras et cuisse d’après la méthode Jensen

Segment	Moyenne ¹	Ecart-type ¹	n
<i>Membre supérieur droit</i> ²	4,030	0,698	10 ³
<i>Membre supérieur gauche</i> ²	3,754	0,592	10 ³
<i>Membre inférieur droit</i> ²	13,975	1,835	10 ³
<i>Membre inférieur gauche</i> ²	14,041	1,080	6 ³
<i>Bras droit</i>	2,134	0,343	15
<i>Bras gauche</i>	2,031	0,306	15
<i>Cuisse droite</i>	9,578	1,290	15
<i>Cuisse gauche</i>	9,830	1,391	15

¹: exprimé(e) en kg.

²: les moyennes et écarts-types des masses des membres ont été déterminées pour les sujets pour lesquels les mesures par notre méthode séquentielle sont disponibles dans un but de comparaison. Les masses moyennes des membres pour nos 15 sujets peuvent être déterminées par sommation des segments les composants.

³: cf. explication texte

Ces résultats peuvent d’hors et déjà être comparés aux masses obtenues d’après la volumétrie des segments distaux et par application des densités constantes car les densités utilisées par la méthode Jensen sont les mêmes. Les valeurs obtenues pour les avant-bras et les pieds sont sensiblement identiques, même si la méthode Jensen présente une légère différence par rapport aux deux autres méthodes. Les valeurs des masses des mains étant assez différentes, leurs volumes seront comparées à la section III.2.2. Les masses des membres sont données pour les sujets pour lesquels leur détermination a été possible d’après notre méthode séquentielle (section III.3.1), ceci afin de permettre la comparaison avec les résultats exposés table III.6. La totalité des masses segmentaires obtenues d’après la méthode Jensen est donné en annexe D.

III.1.3.2 Volumes des segments distaux d'après la méthode Jensen

Les volumes des segments distaux obtenus par cette même méthode sont décrits table III.6.

Table III.6 – Statistiques des **volumes** des segments distaux d'après la volumétrie et la méthode Jensen

Segment	n	Volumétrie		Jensen	
		Moyenne ¹	Ecart-type ¹	Moyenne ¹	Ecart-type ¹
<i>Main droite</i>	15	0,388	0,080	0,548	0,091
<i>Main gauche</i>	15	0,396	0,076	0,536	0,093
<i>Avant-bras droit</i>	15	1,009	0,191	1,109	0,216
<i>Avant-bras gauche</i>	15	1,048	0,202	1,057	0,195
<i>Pied droit</i>	15	0,862	0,159	1,025	0,239
<i>Pied gauche</i>	15	0,880	0,167	1,046	0,207
<i>Jambe droite</i>	15	2,946	0,270	3,002	0,435
<i>Jambe gauche</i>	15	3,013	0,331	3,028	0,423

¹: exprimé(e) en l.

La comparaison des résultats issus des deux méthodes, Jensen et volumétrique, nous montre que, comme précédemment lors de la comparaison des masses, les résultats concernant les mains diffèrent substantiellement suivant qu'ils sont obtenus d'après la volumétrie ou la méthode Jensen. Cette comparaison nous apporte aussi des résultats similaires en ce qui concerne les volumes des pieds, i.e. que ces derniers semblent majorés par la méthode Jensen. En revanche, et comme à la section III.1.3.1, les volumes des avant-bras obtenus par les deux méthodes semblent équivalents. L'hypothèse d'équivalence des volumes obtenus par volumétrie et par la méthode Jensen est testée, pour chacun des segments, section III.2.2. Pour les mêmes raisons qu'évoquées précédemment (section III.1.3.1), les volumes des jambes ne peuvent être comparés directement d'après les tables III.2 et III.6.

III.1.4 Masses et proportions segmentaires obtenues d'après les méthodes séquentielle et simultanée

Cette section présente les masses et proportions segmentaires obtenues d'après les méthodes de détermination des masses des membres, méthode séquentielle, et des segments constituants notre modèle, méthode simultanée, exposées dans ce mémoire. La première partie présente les résultats concernant les masses des membres supérieurs et inférieurs. La seconde partie

aborde les résultats préliminaires concernant les proportions segmentaires décrites au chapitre 2 (section II.3.2).

III.1.4.1 Résultats de la méthode séquentielle

Les masses des membres ont été obtenues de la manière décrite au chapitre 2 (section II.3.1), en utilisant deux positions statiques différentes pour lesquelles la position du barycentre du membre a été calculée ainsi que la position du centre de pression. Les masses des membres sont présentées table III.7. Le nombre de sujets, inférieur à 15, est dû à des problèmes rencontrés lors des expérimentations et de leur traitement ayant rendu une partie des acquisitions cinématiques inexploitable (section III.3). Les résultats des tests statistiques et leurs interprétations (sections III.3 et III.4) ne concernent que les sujets présentés table III.8.

Table III.7 – **Masses des membres** obtenues selon notre méthode

Membre	n	Moyenne¹	Écart-type¹
<i>Supérieur droit</i>	10	3,919	1,029
<i>Supérieur gauche</i>	10	4,083	1,456
<i>Inférieur droit</i>	10	13,050	2,245
<i>Inférieur gauche</i>	6	12,258	1,255

¹: exprimé(e) en kg.

Les masses présentées dans ce tableau montrent des valeurs gauche-droite ainsi que des distributions similaires, au regard des statistiques descriptives, en ce qui concerne les membres supérieurs. Pour ce qui est du membre inférieur, des différences plus importantes peuvent être observées. Ceci peut être expliqué par la différence d'effectif des deux groupes.

III.1.4.2 Résultats de la méthode simultanée

Notre méthode d'estimation des proportions segmentaires telle que présentée au chapitre précédent ne nous permet pas, pour le moment, d'obtenir des proportions physiologiques, i.e. positives et relativement proches des valeurs issues de modèles anthropométriques courants (cf. section III.5). Les valeurs obtenues sont inutilisables dans le cadre d'une AMH mais sont néanmoins présentées en annexe C.

III.2 Comparaison des volumes des segments distaux

Cette étude a été portée sur les volumes des seuls segments distaux pour plusieurs raisons. La première de ces raisons est due au fait que les résultats de la méthode Jensen présentaient des biais observés lors d'une précédente étude [Leboucher *et al.*, 2006]. La seconde tient au fait que la mesure du volume des segments distaux n'est que peu contraignante et qu'elle permet d'obtenir des valeurs fiables, ces valeurs pouvant être facilement utilisées pour estimer les masses de ces segments (table III.3) d'après des densités cadavériques par exemple [Clauser *et al.*, 1969] ou d'après des équations de régression [Chandler *et al.*, 1975].

Les volumes des segments distaux, mesurés par volumétrie et estimés par la méthode Jensen, sont comparés à l'aide du test T de Student pour échantillons appariés.

III.2.1 Vérification des hypothèses

En préalable à l'utilisation de ce test il est nécessaire de vérifier que la distribution des volumes suit une loi normale et que les variances des échantillons sont homogènes. La première hypothèse est celle s'attachant à la normalité de la distribution de l'échantillon, elle s'apprécie au travers du calcul de l'asymétrie et de l'aplatissement (*skewness* et *kurtosis* en anglais, respectivement). Les valeurs ces deux variables doivent être comprises entre -2 et 2 pour pouvoir conclure à la normalité d'une distribution. Les asymétries et aplatissements de nos volumes sont données table III.8. Une valeur légèrement supérieure à 2 est observée en ce qui concerne l'aplatissement de l'échantillon « jambe gauche ». Le test de Student étant néanmoins robuste à de faibles écarts à la normalité, la distribution de notre échantillon n'empêche pas sa réalisation. La seconde hypothèse, concernant l'homogénéité des variances est évaluée avec le test de Fisher-Snedecor. Les valeurs des rapports des variances (F) sont données table III.9. Les valeurs des seuils pour F sont $F_{95}(9,9) = 4,03$ pour les jambes et $F_{95}(14,14) = 2,98$ pour le reste des comparaisons. Le test T de Student peut donc être appliqué à nos échantillons.

Table III.8 – Asymétries et aplatissements des résultats d'estimations et de mesures des volumes des segments distaux

Segment	Mesure (volumétrie)		Estimation (méthode Jensen)	
	Asymétrie	Aplatissement	Asymétrie	Aplatissement
<i>Main droite</i>	-0,406	-0,936	-0,081	-1,450
<i>Main gauche</i>	-0,385	-1,091	-0,016	0,266
<i>Avant-bras droit</i>	-0,006	-0,441	-0,025	-1,002
<i>Avant-bras gauche</i>	0,001	-1,315	-0,023	-1,363
<i>Pied droit</i>	-0,586	-0,441	-0,326	-1,298
<i>Pied gauche</i>	-0,349	-0,704	0,089	-1,422
<i>Jambe droite</i>	-0,543	0,976	0,500	-0,552
<i>Jambe gauche</i>	-1,258	2,042	0,672	-0,003

Table III.9 – Rapports des variances

Comparaison des variances des volumes	Valeur du rapport
<i>Main droite Jensen – Volumétrie</i>	0,703
<i>Main gauche Jensen – Volumétrie</i>	0,740
<i>Avant-bras droit Jensen – Volumétrie</i>	0,875
<i>Avant-bras gauche Jensen – Volumétrie</i>	0,959
<i>Pied droit Jensen – Volumétrie</i>	0,489
<i>Pied gauche Jensen – Volumétrie</i>	0,590
<i>Jambe droite Jensen – Volumétrie</i>	0,699
<i>Jambe gauche Jensen – Volumétrie</i>	0,677

III.2.2 Comparaison des volumes

L'hypothèse nulle (H_0) de notre test était que les moyennes de nos mesures et estimations du volume des segments distaux ne soient pas significativement différentes. Les résultats de l'application du test T de Student pour valeurs appariées à nos volumes segmentaires sont présentés table III.10. Le seuil de significativité pour ce test a été placé à 0,01 compte tenu du nombre important de tests effectués. Il peut être remarqué de cette table que la probabilité d'obtenir des différences entre les moyennes de l'importance de celle observée ou plus importante pour les segments les plus distaux est inférieure à 0,01. Ces résultats nous permettent de conclure que la méthode de d'estimation des volumes segmentaires telle qu'utilisée pour les segments mains et pieds, ne permet pas une estimation correcte. Son utilisation dans ce but est donc déconseillée. Une symétrie peut être observée pour tous les

segments hormis les avant-bras pour lesquels les valeurs de p diffèrent. Des acquisitions supplémentaires seraient probablement nécessaires à l'obtention d'une conclusion plus nette.

Table III.10 – Résultats du test T pour la comparaison des volumes segmentaires

Comparaison des moyennes des volumes	p
<i>Main droite Jensen – Volumétrie</i>	p < 0,01
<i>Main gauche Jensen – Volumétrie</i>	p < 0,01
<i>Avant-bras droit Jensen – Volumétrie</i>	0,016
<i>Avant-bras gauche Jensen – Volumétrie</i>	0,149
<i>Pied droit Jensen – Volumétrie</i>	p < 0,01
<i>Pied gauche Jensen – Volumétrie</i>	p < 0,01
<i>Jambe droite Jensen – Volumétrie</i>	0,318
<i>Jambe gauche Jensen – Volumétrie</i>	0,381

III.2.3 Symétrie

L'hypothèse de symétrie a été faite pour pratiquement tous les modèles anthropométriques. Le modèle exposé par Chandler propose des équations différentes, pour l'obtention des paramètres segmentaires, en ce qui concerne les côtés droit et gauche. Malheureusement ces résultats ne sont pas exploitables par l'utilisateur dans le sens où les auteurs n'indiquent pas si l'un des côtés était systématiquement plus fort que l'autre. Les résultats que nous proposons ici sont issus des mesures de volumes des segments distaux. Ces mesures ont été regroupées en côté dominant et côté non dominant d'après les informations fournies par les sujets. Le test utilisé a été, comme précédemment, le test T de Student pour valeurs appariées avec cette fois-ci un seuil de 0,05 car le nombre de tests est faible et afin d'éviter de ne pas manquer de remarquer des différences significatives (erreur de type II). Les hypothèses liées à ce test ayant déjà été vérifiées, seuls les résultats sont présentés table III.11.

Table III.11 – Résultats du test T pour la comparaison des volumes segmentaires côtés dominants vs. côtés non dominants

Comparaison des moyennes des volumes	p
<i>Main dominante – Main non dominante</i>	p < 0,05
<i>Avant-bras dominant – Avant-bras non dominant</i>	p < 0,05
<i>Pied dominant – Pied non dominant</i>	0,944
<i>Jambe dominante – Jambe non dominante</i>	0,212

Les résultats de ces tests montrent que l'hypothèse de symétrie n'est pas recommandée pour notre échantillon en ce qui concerne les segments du membre supérieur testés. Ainsi, il est préférable de ne pas faire cette hypothèse pour les segments main et avant-bras lors de l'utilisation de modèles anthropométriques, lorsque cela est possible, c'est-à-dire lorsque le modèle propose des équations de régression permettant de déterminer les PIS de ce dernier incluant des mesures prises sur le segment en question. Les répartitions des volumes segmentaires côté dominant contre côté non dominant sont illustrées figure III.8 à III.11.

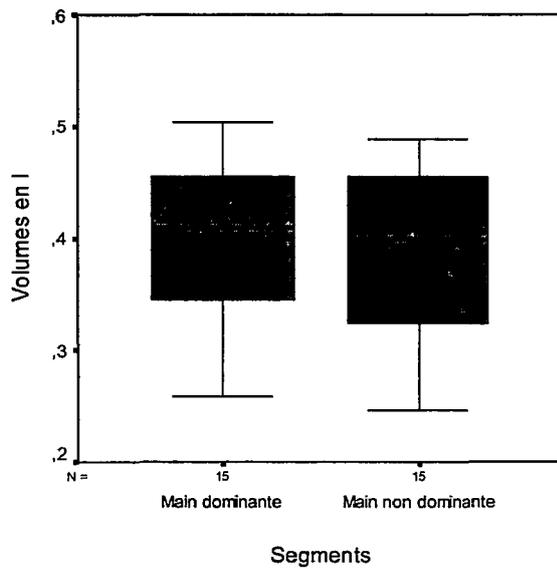


Figure III.8 – Répartition des volumes des mains

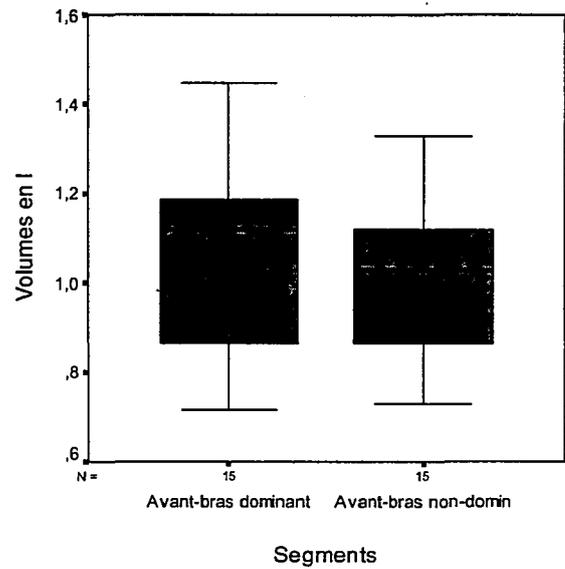


Figure III.9 – Répartition des volumes des avant-bras

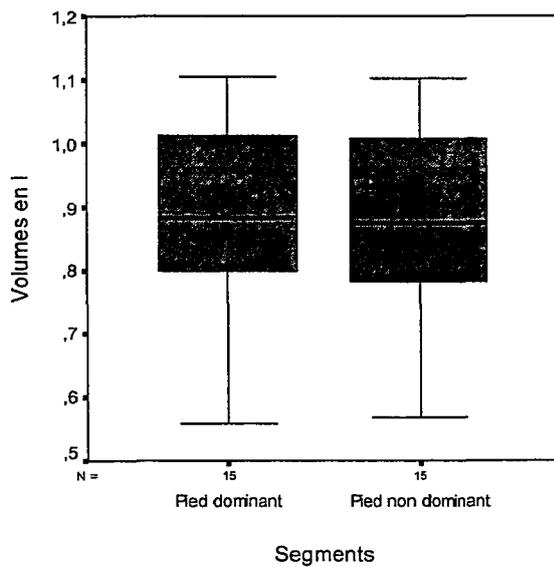


Figure III.10 – Répartition des volumes des pieds

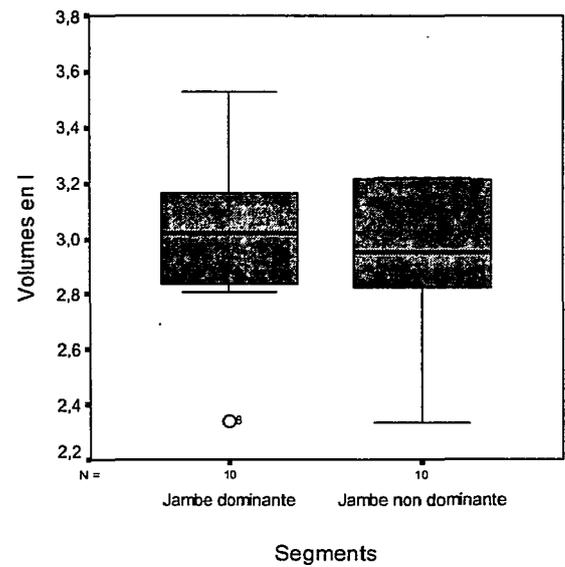


Figure III.11 – Répartition des volumes des jambes

III.3 Comparaison des masses des membres

Les masses des membres qui ont été obtenues par notre méthode séquentielle sont comparées dans cette section aux masses obtenues d'après l'individualisation des modèles anthropométriques de la littérature, présentés au chapitre 1 (section 3). Ces comparaisons ont été réalisées sur un groupe restreint par rapport à celui nous ayant servi pour les tests réalisés précédemment (sections III.2.2 et III.2.3). L'élimination de certains sujets a été requise à cause de données manquantes ou insuffisantes concernant les acquisitions cinématiques. Ces comparaisons ont été réalisées sur les moyennes à l'aide d'une analyse de la variance (*ANOVA*). Les différences entre nos résultats et ceux issus des modèles de la littérature ont été détectées à l'aide du test de Fisher de moindre différence significative (*LSD* pour *least significant differences* en anglais). Le test LSD est l'équivalent d'un test post hoc de l'analyse de la variance pour les tests sur des mesures répétées, son but est de déterminer quelles moyennes diffèrent des autres. Les résultats considérés comme significatifs sont ceux pour lesquels la probabilité p que les deux moyennes soient égales était inférieure à 0,01. Les résultats sont présentés en commençant par les comparaisons aux modèles strictement proportionnels, e.g. Winter [2005] et Zatsiorsky et Suluyanov [1983], puis les modèles utilisant des équations de régression, e.g. Zatsiorsky et Suluyanov [1983 et 1985], et pour terminer le modèle géométrique, i.e. Jensen [1978].

III.3.1 Comparaison aux modèles strictement proportionnels

Cette section présente les résultats des comparaisons des masses des membres obtenues par notre méthode séquentielle à celles obtenues d'après les modèles de Clauser et collaborateurs [1969], de Chandler et collaborateurs [1975], de Zatsiorsky et Seluyanov [1983], de Cheng et collaborateurs [2000] et Winter [2005], et les proportions issues des études de Harless [1860], Braune et Fischer [1889] (toutes deux d'après Clauser et collaborateurs [1969]) et de Dempster [1955]. Enfin, deux autres modèles, partiels cette fois-ci, nous ont permis d'estimer les masses des membres inférieurs, il s'agit des modèles de Durkin et Dowling [2003] et Ganley et Powers [2004a]. Les différences entre les moyennes des échantillons obtenues par application des différents modèles et du nôtre sont testées à l'aide du test LSD consécutif à

une ANOVA pour mesures répétées. L'hypothèse nulle (H_0) de ce test est qu'il n'y a pas de différences significatives entre les moyennes. Ces résultats sont présentés tables III.12. Les répartitions des masses des membres pour les mêmes modèles sont illustrées figures III.12 à III.15 pour les membres supérieurs droit, gauche et inférieurs droit et gauche, respectivement.

L'étude de ce tableau nous permet de constater que les valeurs des masses des membres de nos sujets, obtenues par notre méthode séquentielle et par adaptation des modèles de la littérature, ne sont pas différentes dans leur grande majorité. Néanmoins, des différences significatives pour le membre inférieur droit ont été détectées en comparant nos résultats à ceux issus des méthodes de Clauser et collaborateurs [1969], Chandler et collaborateurs [1975], Winter [2005] et Dempster [1955]. Ces méthodes ont comme point commun d'avoir été conçues par segmentations de cadavres, pour les deux premières et la dernière. Le modèle de Winter [2005] est issu des données de ces études. En ce qui concerne la séparation de la cuisse et du tronc, Clauser et collaborateurs [1969] et Chandler et collaborateurs [1975] utilisent tous deux un plan similaire au nôtre mais passant à l'extérieur de l'os iliaque, laissant ce dernier entièrement dans le segment tronc. L'utilisation de notre plan, passant par l'aîne et l'épine iliaque, pourrait expliquer notre masse significativement supérieure en ce qui concerne la masse du membre inférieur. Le fait que ces différences ne soient plus significatives en ce qui concerne le côté gauche viendrait renforcer l'hypothèse d'asymétrie démontrée section III.2.3 grâce à la comparaison des volumes segmentaires.

Table III.12 – Probabilité d'égalité ($p(H_0)$) entre les moyennes des résultats de notre méthode séquentielle et de ceux des modèles strictement proportionnels après test *LSD*.

Comparaison entre nos résultats et ceux obtenus d'après le modèle de	Membres supérieurs		Membres inférieurs	
	Droit	Gauche	Droit	Gauche
Clauser <i>et al.</i> [1969]	0,107	0,107	p < 0,01	0,309
Chandler <i>et al.</i> [1975]	0,258	0,212	p < 0,01	0,230
Zatsiorsky et Seluyanov [1983]	0,160	0,142	0,351	0,043
Cheng <i>et al.</i> [2000]	0,686	0,813	0,824	0,271
Winter [2005]	0,197	0,165	p < 0,01	0,332
Harless [1860]	0,685	0,814	0,549	0,374
Braune et Fischer [1889]	0,194	0,655	0,055	0,893
Dempster [1955]	0,150	0,125	p < 0,01	0,296
Durkin et Dowling [2003]	NA ¹	NA ¹	0,613	0,472
Ganley et Powers [2004a]	NA ¹	NA ¹	0,025	0,638

¹ : Non applicable à ces modèles.

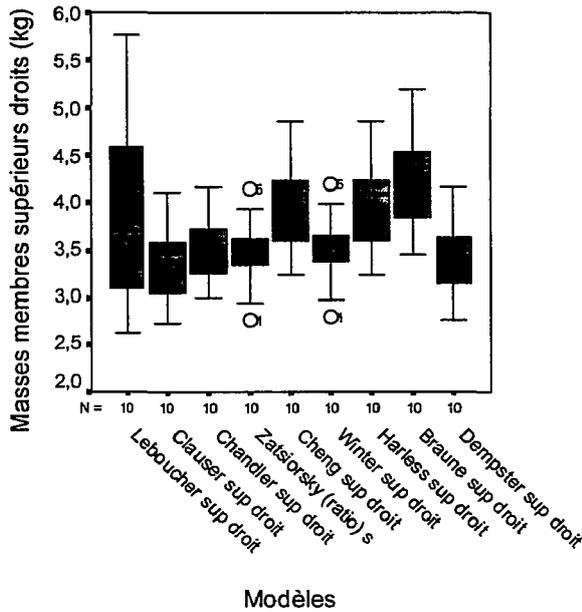


Figure III.12 – Distribution des masses des membres supérieurs droits d’après les méthodes à ratios et séquentielle.

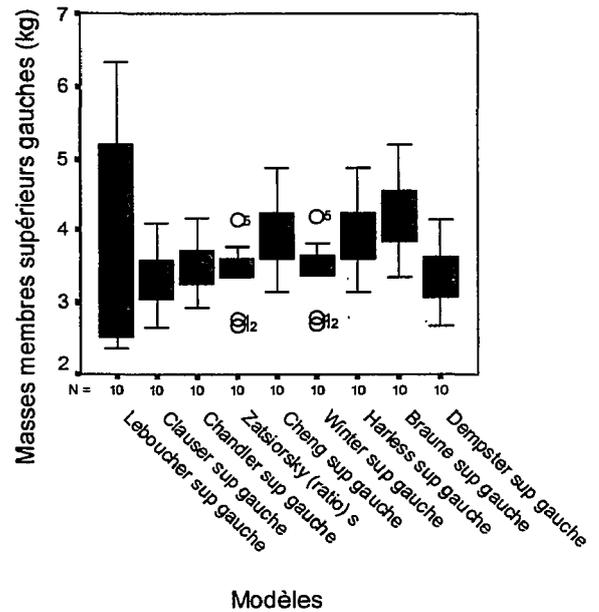


Figure III.13 – Distribution des masses des membres supérieurs gauches d’après les méthodes à ratios et séquentielle.

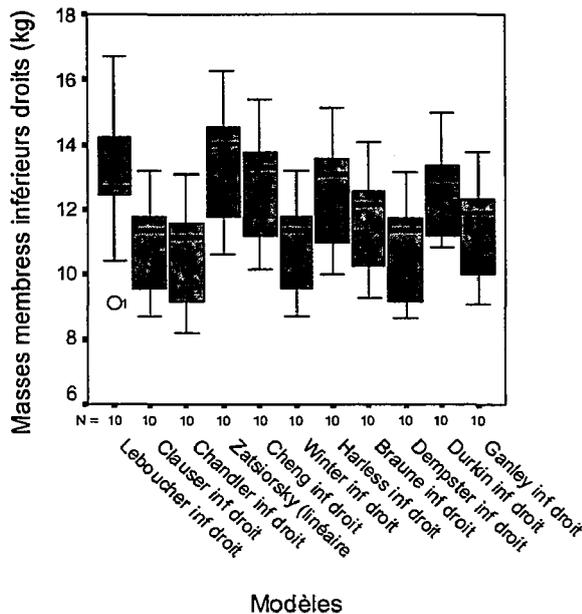


Figure III.14 – Distribution des masses des membres inférieurs droits d’après les méthodes à ratios et séquentielle.

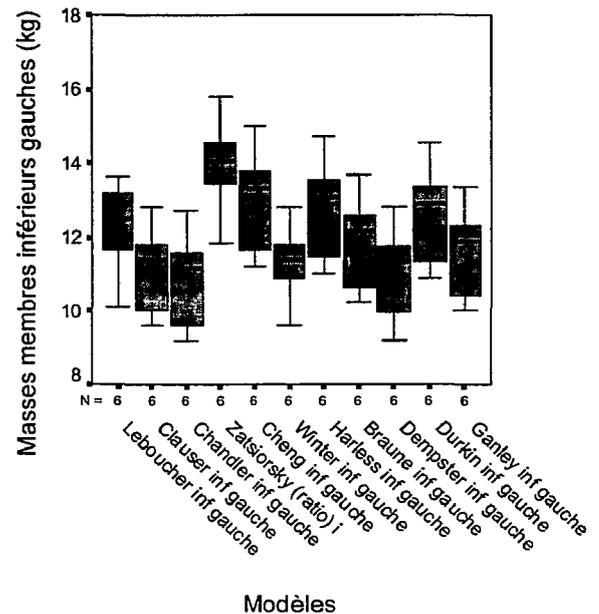


Figure III.15 – Distribution des masses des membres inférieurs gauches d’après les méthodes à ratios et séquentielle.

Il peut être remarqué des figures III.12 et III.13 une grande dispersion des valeurs obtenues par notre méthode séquentielle et par rapport à celles obtenues d’après les autres modèles. Ces différences sont discutées section III.3.4.2.

III.3.2 Comparaison aux modèles utilisant des équations de régression

Les modèles dont l'application à nos sujets est comparée à la détermination des masses issues de notre méthode séquentielle dans cette section sont ceux qui utilisent une mesure et une constante ou plusieurs mesures. La table III.13, présentant les résultats des tests de comparaisons des moyennes, est suivie de la répartition des masses segmentaires issues de ces modèles et de notre méthode séquentielle figures III.16 à III.19. Il est intéressant de remarquer ici que la différence entre nos données et celles issues du modèle de Barter [1957] est très proche de la significativité. Ceci peut trouver son explication dans le fait que le modèle de Barter a été conçu d'après les données expérimentales de Dempster [1955].

Table III.13 – Probabilité d'égalité ($p(H_0)$) entre les moyennes des résultats de notre méthode séquentielle et de ceux des modèles de régression après test *LSD*.

Comparaison entre nos résultats et ceux obtenus d'après le modèle de	Membres supérieurs		Membres inférieurs	
	Droit	Gauche	Droit	Gauche
Barter	0,981	0,574	0,012	0,236
Zatsiorsky et Seluyanov (linéaire)	0,158	0,143	0,377	0,048
Zatsiorsky et Seluyanov (quadratique)	0,353	0,247	0,148	0,024
Zatsiorsky et Seluyanov (taille et poids)	0,160	0,146	0,307	0,036
Zatsiorsky et Seluyanov (rég. multiple)	0,840	0,139	0,632	0,016
Clauser <i>et al.</i> (régression multiple)	0,415	0,311	0,574	0,274

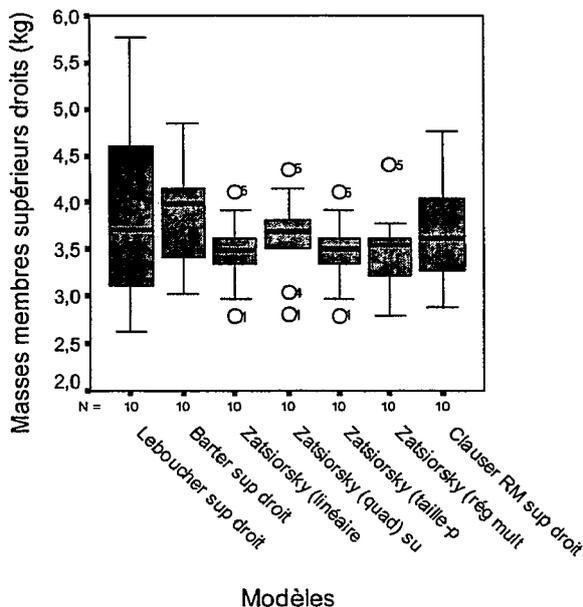


Figure III.16 – Distribution des masses des membres supérieurs droits d'après les méthodes de régression et séquentielle.

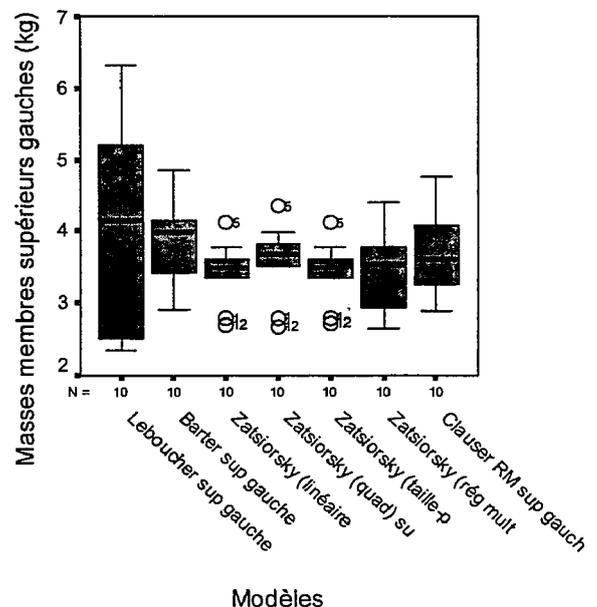


Figure III.17 – Distribution des masses des membres supérieurs gauches d'après les méthodes de régression et séquentielle.

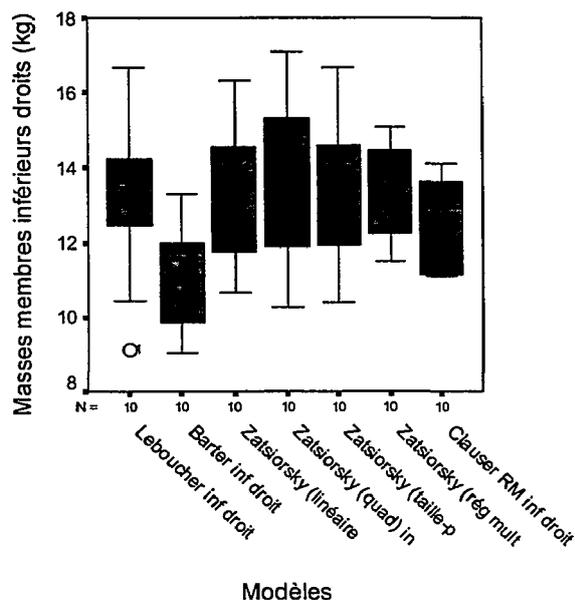


Figure III.18 – Distribution des masses des membres inférieurs droits d’après les méthodes de régression et séquentielle.

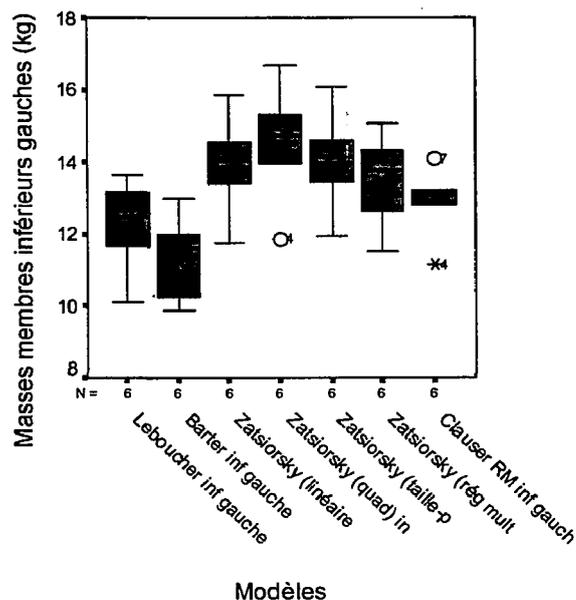


Figure III.19 – Distribution des masses des membres inférieurs gauches d’après les méthodes de régression et séquentielle.

III.3.3 Comparaison au modèle géométrique de Jensen

Le modèle géométrique dont les résultats concernant la masse des membres sont comparés à ceux obtenus par notre méthode séquentielle est celui de Jensen [1978]. Étant donné qu’un seul modèle est comparé au nôtre, c’est le test-T de Student qui a été utilisé pour déterminer la significativité de la différence des moyennes. Les résultats de ces tests sont présentés table III.14. Une différence significative a été relevée entre ces deux modèles en ce qui concerne le membre inférieur gauche. Les distributions des masses des membres issues de cette méthode et de la nôtre sont comparées figures III.20 et III.21 pour les membres supérieurs et inférieurs, respectivement.

Table III.14 – Résultats des tests T des différences entre les masses de la méthode séquentielle et celles obtenues d’après la méthode de Jensen [1978]

Comparaison entre nos résultats et ceux obtenus d’après la méthode de	Membres supérieurs		Membres inférieurs	
	Droit	Gauche	Droit	Gauche
Jensen	0,676	0,400	0,180	p < 0,01

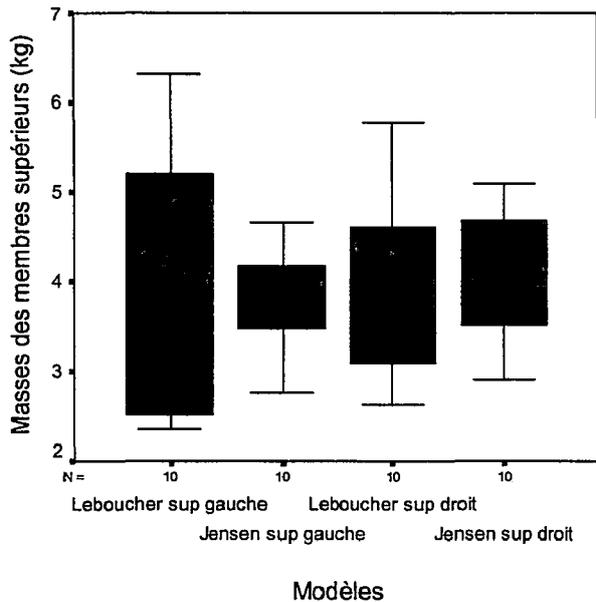


Figure III.20 – Distribution des masses des membres supérieurs d’après les méthodes de Jensen et séquentielle.

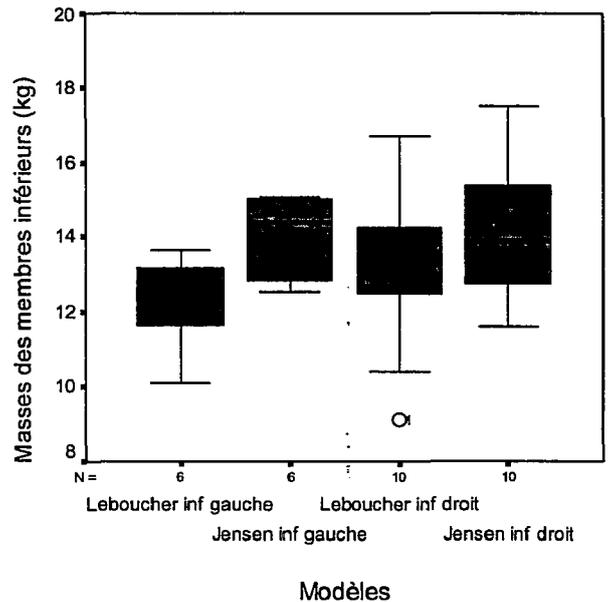


Figure III.21 – Distribution des masses des membres inférieurs d’après les méthodes de Jensen et séquentielle.

III.3.4 Critique des résultats

Les résultats détaillés ci-dessus présentent plusieurs points qu’il est nécessaire de commenter. Ces commentaires concernent les données aberrantes, signalées par un cercle noir au-dessus ou en dessous des boites à moustaches, et la plus grande dispersion des masses des membres supérieurs obtenues d’après notre méthode séquentielle que dans certaines autres méthodes.

III.3.4.1 Données aberrantes

Les données aberrantes signalées sur nos graphes de dispersion des masses segmentaires concernent les sujets numérotés 1, 4, 5 et 12. Les sujets 1, 4 et 12 sont des sujets de petite taille et de faible poids, leur présence en tant que valeur aberrante peut être expliquée de cette manière, les autres sujets étant de corpulence très similaire. Le sujet numéroté 5 présente le cas inverse, sa taille et sa corpulence expliquent sa présence dans cette région du graphe (figures III.16 et III.17). Les données sont considérées comme aberrantes lorsque leur distance par rapport au quartile le plus proche est comprise entre 1,5 et 3 fois la distance interquartile.



Le fait que ces sujets puissent être détectés comme aberrants lorsqu'un modèle anthropométrique leur est appliqué peut laisser croire que les performances de ce modèle sont limitées, et ceci d'autant plus que nos sujets ne sont pas particulièrement « hors-normes » (section III.1.1).

III.3.4.2 Dispersion des masses des membres supérieurs

Les masses des membres supérieurs de nos sujets présentent une grande dispersion, représentée par l'écart entre les traits supérieurs et inférieurs des boîtes à moustache, par rapport aux valeurs obtenues grâce aux autres modèles. Cette dispersion peut trouver une explication dans le fait que les modèles sont issus de moyennes observées sur des groupes de sujets, tendant ainsi à diminuer l'influence des sujets éloignés de la moyenne, ceux-ci étant statistiquement moins nombreux que ceux proches de la moyenne. Notre population ne présentant pas de sujets de taille ou poids exceptionnels ni d'entorse à la distribution normale, notre avis est que cette dispersion est probable lorsqu'on n'étudie pas une population particulière.

III.4. Étude du résidu de la prédiction des masses des membres

L'évaluation des masses des membres a été étudiée à travers le résidu de la prédiction de la position du centre de pression. L'étude de ce résidu permet d'avoir une idée de l'importance de l'incertitude sur la position du CdP sur l'estimation de la masse des membres. Les résidus obtenus par toutes les méthodes d'obtention des masses déjà testées précédemment sont évalués dans cette section de la même manière que l'ont été les masses, i.e. par analyse de la variance et test LSD. Les modèles sont séparés en deux groupes afin de faciliter la lecture des résultats. Le premier groupe comprend les modèles utilisant des ratios pour estimer les masses, le second est composé du reste des modèles. Cette section débute par l'explication du calcul du résidu, identique à celle donnée section II.3.1 du chapitre 2, qui est suivie des résultats du test LSD de l'ANOVA et de leur analyse.

III.4.1 Calcul du résidu

Le résidu est calculé en utilisant l'équation suivante, issue de l'équation II.4 :

$$\varepsilon = \Delta CdP_{mesuré} - \Delta CdP_{estimé} \quad (III.1)$$

$$\text{avec } \Delta CdP_{estimé} = \frac{m_{estimée}}{M} \cdot \Delta CdM \quad (III.2)$$

où ε est le résidu, $\Delta CdP_{mesuré}$ et $\Delta CdP_{estimé}$ les distances, entre deux positions du centre de pression, mesurée et estimée, respectivement, $m_{estimée}$ est la masse du membre estimée, M est la masse totale du sujet, et ΔCdM la distance entre deux positions du centre de masse du membre en question.

Ces résidus sont décrits table III.15 par l'intermédiaire de la racine carré de la moyenne des erreurs au carré (ou *erreur RMS*, ou encore *RMSE* pour *root mean square error*) issue des ε et calculée comme ci-après :

$$RMSE = \sqrt{\text{moyenne}(\varepsilon^2)} \quad (\text{III.3}).$$

Table III.15 - Description des erreurs RMS dues aux masses issues de la méthode séquentielle

Membre	n	Moyenne ¹	Écart-type ¹	Minimum ¹	Maximum ¹
<i>Supérieur droit</i>	10	1,768	0,854	0,270	2,696
<i>Supérieur gauche</i>	10	1,931	1,265	0,423	4,725
<i>Inférieur droit</i>	10	3,694	4,026	0,709	14,390
<i>Inférieur gauche</i>	6	2,714	2,333	0,510	5,872

¹ : exprimé(e) en mm.

Les moyennes des erreurs RMS sont de l'ordre de quelques millimètres. Néanmoins, elles peuvent atteindre des valeurs très importantes comme observé notamment pour le membre inférieur droit avec une erreur de plus de 14 mm.

III.4.2 Analyse du résidu

Comme indiqué précédemment l'analyse est réalisée, dans un premier temps, entre notre méthode séquentielle et les modèles utilisant des ratios, puis entre les autres modèles et notre méthode.

III.4.2.1 Comparaison avec les résidus des modèles à ratios

Les résultats des tests LSD obtenus d'après l'application de l'ANOVA à nos résidus et à ceux issus des modèles à ratios sont présentés table III.16.

Table III.16 - Résultats des tests de différences ($p(H_0)$) entre résidus pour les modèles à ratios

Comparaison entre nos résidus et ceux obtenus d'après la méthode de	Membres supérieurs		Membres inférieurs	
	Droit	Gauche	Droit	Gauche
Clauser <i>et al.</i> [1969]	0,013	p < 0,01	0,032	0,031
Chandler <i>et al.</i> [1975]	p < 0,01	p < 0,01	0,017	0,034
Zatsiorsky et Seluyanov [1983]	p < 0,01	p < 0,01	p < 0,01	0,052
Cheng <i>et al.</i> [2000]	p < 0,01	p < 0,01	0,016	0,057
Winter [2005]	p < 0,01	p < 0,01	0,032	p < 0,01
Harless [1860]	p < 0,01	p < 0,01	0,045	0,056
Braune et Fischer [1889]	p < 0,01	p < 0,01	0,128	0,075
Dempster [1955]	0,012	p < 0,01	0,033	0,026
Durkin et Dowling [2003]	NA ¹	NA ¹	0,031	0,058
Ganley et Powers [2004a]	NA ¹	NA ¹	0,088	0,061

¹ : non applicable, ce modèle ne comprend que l'estimation de la masse des membres inférieurs

L'étude de ce tableau nous montre que les différences concernant les erreurs de prédiction de la position du centre de pression sont presque toutes significatives ou proches du seuil de significativité pour les membres supérieurs. Deux comparaisons passent au-dessous de ce seuil pour ce qui est des membres inférieurs, ces différences concernent le membre inférieur droit pour le modèle à ratios de Zatsiorsky et Seluyanov [1983] et le membre inférieur gauche pour modèle de Winter [2005].

III.4.2.2 Comparaison avec les résidus des modèles de régression et géométrique

Les résultats des contrastes obtenus d'après l'application du modèle linéaire général à nos résidus et à ceux issus des modèles géométrique et proposant des équations de régression sont présentés table III.17.

Table III.17 – Résultats des tests des différences entre résidus pour les modèles de régression et géométrique

Comparaison entre nos résidus et ceux obtenus d'après la méthode de	Membres supérieurs		Membres inférieurs	
	Droit	Gauche	Droit	Gauche
Barter	$p < 0,01$	$p < 0,01$	0,053	0,036
Zatsiorsky et Seluyanov (linéaire)	$p < 0,01$	$p < 0,01$	$p < 0,01$	0,053
Zatsiorsky et Seluyanov (quadratique)	$p < 0,01$	$p < 0,01$	$p < 0,01$	0,034
Zatsiorsky et Seluyanov (taille et poids)	$p < 0,01$	$p < 0,01$	$p < 0,01$	0,050
Zatsiorsky et Seluyanov (rég. multiple)	$p < 0,01$	$p < 0,01$	$p < 0,01$	$p < 0,01$
Clouser <i>et al.</i> (régression multiple)	$p < 0,01$	$p < 0,01$	0,080	0,145
Jensen	$p < 0,01$	$p < 0,01$	0,095	$p < 0,01$

Similairement aux résultats trouvés précédemment, les différences entre les résidus observés entre notre méthode séquentielle et toutes les autres sont significatives en ce qui concerne les membres supérieurs. D'autres différences significatives sont également observées entre les résultats de notre méthode et ceux issus des modèles par régression présentés par Zatsiorsky et Seluyanov [1983 et 1985] pour le membre inférieur droit, ainsi que pour la comparaison de nos résultats à ceux obtenus d'après les méthodes de Jensen [1978] et les régressions multiples de Zatsiorsky et Seluyanov [1985] pour le membre inférieur gauche.

Les différences significatives relevées en ce qui concerne les résidus sont très probablement à mettre en parallèle avec les grandes dispersions observées en ce qui concerne les masses des membres supérieurs déterminées d'après notre méthode séquentielle. En effet, si les modèles anthropométriques ont tendance à prédire des masses proches de la moyenne, les résultats

issus de leur application à des individus un peu éloignés de cette moyenne présentent vraisemblablement des erreurs plus importantes. Il semblerait logique que des différences significatives soient observées en ce qui concerne l'erreur de prédiction puisque les erreurs d'estimations sur les masses segmentaires, pour des sujets « hors-moyenne », devraient être plus importantes.

III.5 Analyse de l'effet des incertitudes sur la position du centre de pression sur la méthode simultanée

Cette section a pour objet la sensibilité de l'estimation des proportions segmentaires à l'incertitude sur la position du CdP. Cette sensibilité a été évaluée d'après la distribution des masses estimées par notre méthode simultanée de détermination des proportions segmentaires. Cette évaluation se poursuit par une exposition de la précision attendue de notre méthode simultanée en fonction de l'incertitude sur la position du centre de pression.

III.5.1 Simulation de bruit sur les coordonnées du centre de pression

La première étape de cette analyse de l'influence de l'incertitude de la position du CdP sur les incertitudes sur les masses segmentaires a consisté à simuler un bruit sur les coordonnées du CdP. La simulation a été réalisée de la manière suivante : les données relatives aux positions des centres de masse (CdM) segmentaires, obtenues lors d'une acquisition cinématique, ont été combinées à un modèle anthropométrique. Ce modèle est constitué des masses issues des volumes segmentaires mesurés par volumétrie et de proportions issues de Winter [2005] ajustées de manière à ce que la somme des proportions soit égale à un. Une fois les masses segmentaires calculées, elles ont été appliquées aux centres de masse segmentaires, permettant le calcul de la position du centre de pression pour chacune des positions considérées comme statique d'après le protocole décrit au chapitre 2 (section II.3.2). Un nombre aléatoire a ensuite été ajouté aux positions des CdP calculées afin de simuler un bruit de mesure. Pour terminer les masses segmentaires sont recalculées d'après les positions des CdP bruités et des centres de masse. Cette simulation, effectuée un grand nombre de fois, permet d'extraire moyennes et écart-types de nos populations d'estimations des masses segmentaires. Cette simulation est illustrée figure III.22.

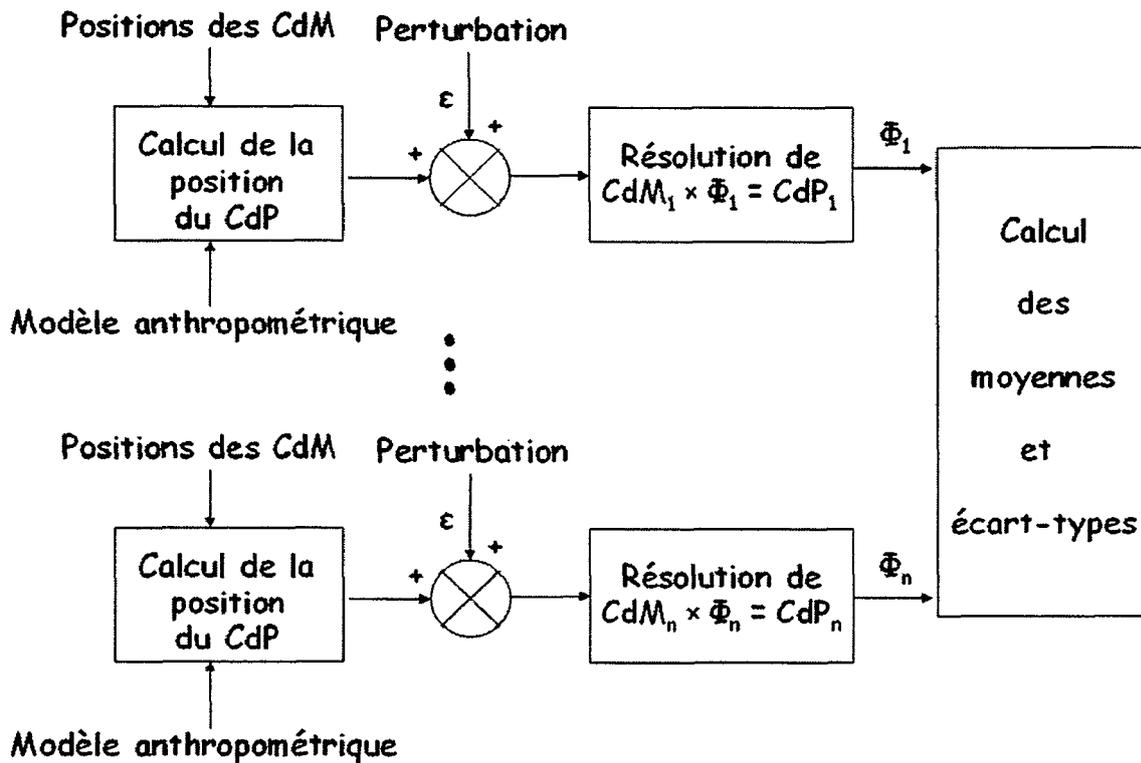


Figure III.22 – Organigramme de la simulation d'erreurs sur la position du centre de pression

III.5.2 Distribution des masses estimées

La distribution des masses estimées est représentée figure III.23 pour le segment tête pour un sujet type. Les deux valeurs choisies comme incertitudes sont arbitraires et issues des erreurs de prédictions observées d'après les masses des membres déterminées par notre méthode séquentielle. Elles correspondent aux amplitudes maximales observées pour les membres supérieurs et inférieurs et sont égales, respectivement, à 5 et 9 mm.

La figure III.23 permet de constater les effets des incertitudes sur notre méthode simultanée. Il peut être déduit de ce graphe l'importance de la précision de mesure de la donnée qui est la position du centre de pression. Ainsi, par exemple, on peut lire sur cette figure qu'environ 99% des estimations de la proportion $\text{masse}_{\text{tête}}/\text{masse}_{\text{totale}}$ se trouveront entre 4 et 8% pour une incertitude de $\pm 2,5$ mm sur la position du centre de pression. Cet intervalle fait varier l'estimation de la masse du simple au double.

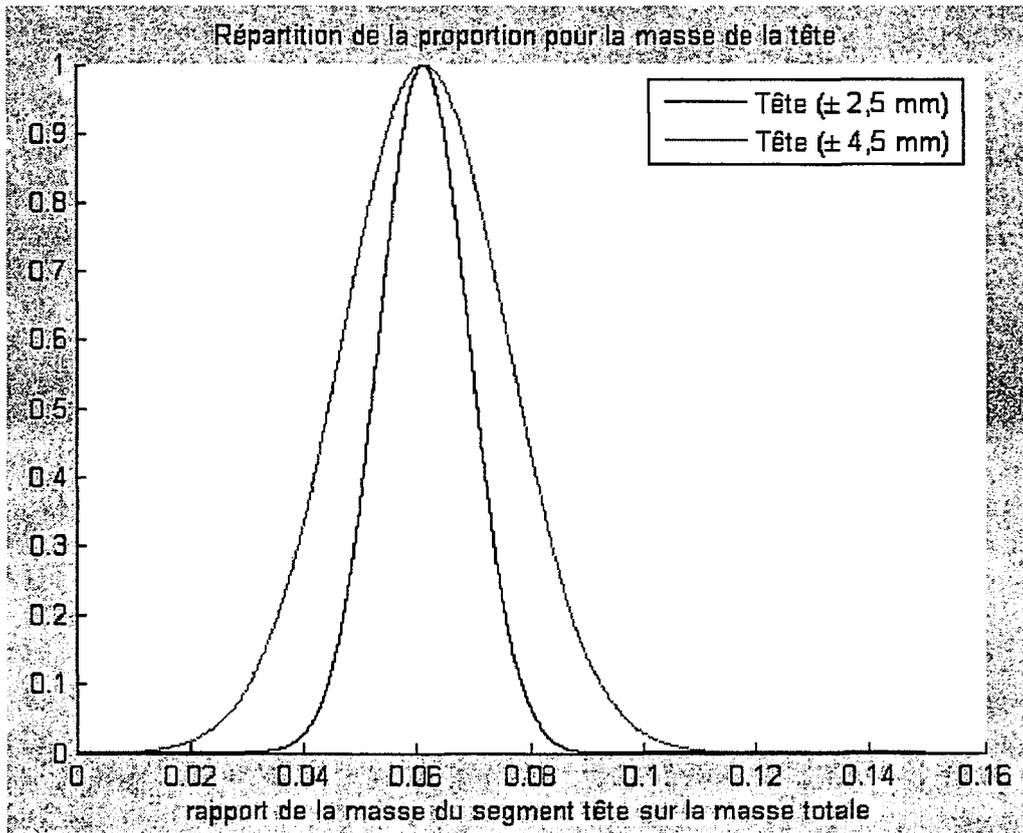


Figure III.23 – Densité de probabilité des estimations des proportions segmentaires estimées pour le segment tête par notre méthode simultanée pour différentes amplitudes d’incertitudes simulées sur la position du centre de pression

III.5.3 Précision attendue de la méthode simultanée

La précision attendue par notre méthode de détermination des proportions segmentaires a été évaluée, elle aussi, par l’intermédiaire de la simulation de bruit sur la position du centre de pression. Les incertitudes sur les estimations ont été calculées d’après la largeur de l’intervalle centré contenant 99% des estimations des proportions des segments en question. Les valeurs contenues dans le tableau III.18 représentent les demi intervalles dans lesquels les proportions segmentaires devraient se trouver.

Table III.18 – Incertitude attendue sur les estimations des proportions segmentaires en fonction de l'incertitude sur la position du centre de pression¹.

Segment	Amplitude de l'incertitude sur la position du centre de pression				
	1 mm	0,5 mm	0,2 mm	0,1 mm	0,05 mm
<i>Tête</i>	5,90%	2,94%	1,19%	0,60%	0,30%
<i>Tronc supérieur</i>	6,20%	3,08%	1,24%	0,62%	0,30%
<i>Tronc inférieur</i>	4,39%	2,23%	0,89%	0,45%	0,22%
<i>Bras droit</i>	56,10%	30,77%	11,59%	5,85%	2,90%
<i>Avant-bras droit</i>	113,96%	61,12%	25,62%	12,28%	5,95%
<i>Main droite</i>	170,65%	77,86%	30,51%	15,60%	8,02%
<i>Cuisse droite</i>	9,33%	4,48%	1,86%	0,94%	0,47%
<i>Jambe droite</i>	29,56%	13,88%	5,07%	2,61%	1,27%
<i>Pied droit</i>	34,34%	20,33%	8,74%	4,27%	2,20%
<i>Bras gauche</i>	75,27%	26,91%	10,59%	5,27%	2,69%
<i>Avant-bras gauche</i>	62,51%	51,63%	23,51%	11,04%	5,45%
<i>Main gauche</i>	507,06%	56,06%	20,78%	10,83%	5,61%
<i>Cuisse gauche</i>	10,97%	5,18%	2,06%	1,03%	0,52%
<i>Jambe gauche</i>	23,60%	13,22%	5,14%	2,63%	1,33%
<i>Pied gauche</i>	58,80%	23,99%	9,97%	4,78%	2,47%

¹ : les valeurs données dans ce tableau représentent les demi intervalles dans lesquels se trouvent nos estimations. Ces intervalles sont tels que : *proportion segmentaire estimée = proportion segmentaire réelle ± intervalle*.

La table III.18 présente une décroissance quasi-linéaire entre l'amplitude de l'incertitude sur la position du centre de pression et l'intervalle dans lequel 99% des prédictions se trouveraient. Ces résultats montrent aussi l'importance de la précision de mesure sur la position du centre de pression nécessaire pour obtenir une estimation raisonnable des masses segmentaires. Cette précision requise est très probablement la grande faiblesse de notre méthode simultanée. En effet, même avec une précision de 0,05 mm sur les positions du centre de pression, les estimations des masses des segments de masses les plus faibles avoisinent les $\pm 10\%$. Les piètres résultats de la méthode simultanée peuvent ainsi trouver une explication étant donnée la précision donnée par le constructeur de nos plates-formes de forces, de l'ordre du millimètre.

Bilan du chapitre

L'analyse des résultats issus de ce travail de recherche a permis de tirer des conclusions en ce qui concerne l'hypothèse de symétrie des segments corporels, grâce à la volumétrie, les masses des membres obtenues par notre méthode séquentielle, grâce à l'étude de l'erreur de prédiction de la position du centre de masse, et l'influence d'une source d'erreur nuisant gravement à notre méthode simultanée, grâce à la simulation des effets de l'incertitude sur la position du centre de pression.

La volumétrie des segments distaux a permis de mettre en évidence une faiblesse de la méthode Jensen en ce qui concerne la détermination des volumes des segments main et pied. Il est donc conseillé de préférer une autre méthode pour la détermination des PIS de ces segments. La volumétrie, simple à mettre en place, présente une excellente alternative pour ce qui est de la détermination du volume et, sous certaines hypothèses, de la masse. La mesure du volume des segments distaux a également permis de mettre en évidence des différences significatives entre les côtés dominants et non dominants des segments du membre supérieur. Ces différences nous incitent à préconiser, lorsqu'une anthropométrie plus individuelle ne peut pas être mise en place, l'utilisation de modèles anthropométriques permettant une différenciation des côtés droit et gauche, par l'intermédiaire d'équations de régressions multiples utilisant des mesures prises sur chacun des segments en question par exemple.

La comparaison des résultats issus de la détermination des masses des membres par la méthode de la planche à réaction à celles obtenues par application des modèles anthropométriques de la littérature à nos sujets a mis en lumière plusieurs points :

- tout d'abord, la présence de données pouvant être considérées comme aberrantes, figures III.16 et III.17, par rapport au reste des estimations issues de certains modèles anthropométriques semblerait montrer les limites de ces modèles quant à la prédiction de caractéristiques de sujets éloignés de la moyenne. Cette hypothèse est appuyée par le fait que les données de ces sujets n'ont pas été détectées comme « hors normes » pour ce même échantillon étudié par notre méthode séquentielle par exemple.

- La dispersion des masses des membres supérieurs issues de notre méthode séquentielle semblerait désigner, elle aussi, la faiblesse des modèles anthropométriques en ce qui concerne les individus un peu éloignés de la moyenne. Ces modèles tendraient à rapprocher les estimations de cette même moyenne.
- Pour terminer avec la méthode de détermination des masses des membres, l'étude des résidus nous a permis de mettre en évidence la supériorité de notre méthode face aux modèles proposés dans la littérature. Les différences significatives détectées en ce qui concerne les membres supérieurs sont une conséquence de la dispersion des masses estimées. Elles insistent sur la faiblesse des modèles en ce qui concerne la prédiction des masses segmentaires chez des individus s'éloignant des moyennes ayant servi à la conception de ces modèles. En effet, des différences significatives entre les valeurs obtenues par notre méthode et celles issues des modèles de Zatsiorsky et Seluyanov [1983 et 1985], basés sur une population de jeunes caucasiens étudiants en éducation physique, sont observées pour la majorité des tests effectués.

Une étude des effets de l'incertitude sur la mesure de la position du centre de pression a été menée. Ses résultats ont permis de mettre en évidence la très grande sensibilité de notre méthode simultanée à la précision de cette mesure et donc sa limite d'utilisation, en l'état, pour l'estimation des proportions segmentaires.

Ce chapitre a mis en lumière les points forts et les points faibles de nos méthodes simultanée et séquentielle. La méthode de détermination des masses des membres donne des résultats satisfaisants. En revanche, la méthode simultanée nécessite une remise en question si l'on souhaite en obtenir des résultats fiables et utilisables lors d'analyses du mouvement humain. Les différentes voies envisagées pour l'amélioration de cette dernière méthode seront expliquées dans le chapitre suivant.

Chapitre 4 – Discussion et perspectives

Introduction

Le but de ce chapitre est de faire le point sur les résultats obtenus d'après les deux méthodes de détermination des masses segmentaires utilisées lors de ce travail de recherche et de décrire les perspectives envisagées à propos de l'amélioration et de la poursuite de ce travail.

La première section de ce chapitre reprend les résultats décrits au chapitre précédent. Elle poursuit leur analyse en ce qui concerne les précautions d'utilisation des méthodes séquentielle, de détermination des masses des membres, et simultanée, des proportions segmentaires, présentées dans cette thèse. Cette section discute des incertitudes sur les estimations des positions des centres de masse et centre de pression ainsi que les hypothèses liées aux modèles biomécaniques avant de critiquer le protocole expérimental utilisé.

La seconde partie de ce chapitre décrit les principaux axes envisagés dans le but d'améliorer les résultats obtenus par nos méthodes de mesures anthropométriques. Une première voie d'amélioration de la méthode Jensen en ce qui concerne les volumes des segments main et pied est décrite. Les perspectives concernent aussi l'évaluation des effets des incertitudes des positions des centres de masse sur les estimations des masses segmentaires. Elles portent également sur les moyens de réduction des incertitudes sur la position du centre de pression. Cette partie discute ensuite de l'amélioration des postures adoptées lors des acquisitions du protocole expérimental. Finalement, cette partie se conclut par l'exposition des perspectives concernant la continuité à donner à ces méthodes dans le but de déterminer les paramètres inertiels requis par l'analyse cinétique du mouvement humain.

IV.1 Discussion

Les méthodes simultanée et séquentielle présentées dans cette thèse nécessitent la mesure de deux paramètres : les positions des centres de masses segmentaires et celle du centre de pression. Les sources d'erreur propres à ces deux paramètres sont tout d'abord discutées. Cette discussion se prolonge par une analyse des modèles anthropométriques et se termine par une critique des postures utilisées lors de nos acquisitions.

IV.1.1 Positions des centres de masse

Les positions des centres de masse (CdM) sont issues de la méthode d'estimation des paramètres inertiels segmentaires (PIS) présentée par Jensen [1978] et du transfert de ces positions à l'analyse cinématique décrite au chapitre 2. Le but de cette section est de décrire les sources d'erreur dues à l'utilisation de ces méthodes.

IV.1.1.1 La méthode Jensen

Le chapitre précédent (section 2.2) a démontré que les volumes estimés à l'aide de la méthode Jensen n'étaient pas fiables en ce qui concerne les segments pied et main. Il est ainsi naturel de se poser des questions quant à la précision des positions des centres de masse estimées par cette méthode. Néanmoins, la faible masse de ces segments, comparée à celles des autres, inciterait à relativiser l'influence de cette source d'erreur, si cette dernière se limite aux segments les plus distaux et dans le cas de l'utilisation de notre méthode séquentielle. En ce qui concerne la méthode simultanée, ces erreurs sont probablement plus préjudiciables.

IV.1.1.2 La déformation des clusters de marqueurs techniques

Une autre source d'erreur n'ayant pas été étudiée dans ce travail de recherche est celle due à la déformation des clusters de marqueurs techniques utilisés pour la construction et le transfert des positions des CdM segmentaires de la méthode Jensen à l'analyse cinématique. Ces déformations n'ont pas été quantifiées lors de ce travail, néanmoins des moyens d'atténuation de ces erreurs existent [Chèze *et al.*, 1995].

IV.1.2 Position du centre de pression

Les erreurs venant altérer la détermination du centre de masse du sujet dont on souhaite estimer les masses segmentaires peuvent être catégorisées en deux groupes. La première source d'erreur, concernant la mesure de la position du centre de pression et par laquelle nous débutons cette section, concerne les accélérations verticales des segments lors des « fenêtres statiques » déterminées lors de cette étude. Nous abordons ensuite les erreurs dues au moyen de mesures que sont les plates-formes, erreurs intrinsèques, et imputables aux erreurs de localisation des centres des plates-formes dans le repère global de l'analyse du mouvement, i.e. extrinsèques.

IV.1.2.1 Accélérations des centres de masse

Une source d'erreurs expérimentales pouvant altérer nos résultats consiste en l'accélération verticale des masses segmentaires, observées d'après les accélérations des centres de masse. Ces accélérations segmentaires, par le fait de la réaction, induisent un effort suivant l'axe vertical. Cet effort, servant au calcul de la position du CdP, implique donc une altération des coordonnées estimées du centre de masse du sujet. Cette source d'erreur, qui n'a pas été étudiée en détail lors de ce travail de recherche, nécessite la mise en œuvre de systèmes de filtrage adéquat [Cappello *et al.*, 1996] avant de pouvoir être exploitée.

IV.1.2.2 Erreur sur la mesure du centre de pression

L'erreur intrinsèque, à laquelle notre mesure de position du centre de pression est soumise, présente une incertitude évaluée à environ 1 mm par le constructeur des plates-formes. Cette incertitude, pouvant paraître assez faible, est néanmoins critique en ce qui concerne la précision requise pour l'obtention de masses segmentaires fiables par notre méthode d'estimation des masses segmentaires (section 5, chapitre 3). En effet une simple erreur aléatoire sur la position du centre de pression d'une amplitude maximale de 0,1 mm peut entraîner des erreurs jusqu'à $\pm 15\%$ sur l'estimation de la masse de certains segments.

Les résultats obtenus par notre méthode ne sont néanmoins pas explicables par la seule cause de l'erreur intrinsèque. Les incertitudes liées à la détermination des positions des centres des plates-formes viennent très probablement accroître l'erreur de mesure de la position du centre de pression.

IV.1.2.3 Erreur sur la localisation des plates-formes

L'erreur extrinsèque liée à la mesure de la position du centre de pression est due aux incertitudes de la localisation des centres des plates formes. Lors de cette étude, un soin particulier a été pris afin de repérer le centre géométrique de chacune des plates-formes. Néanmoins, la position exacte du centre des plates-formes auquel le moment est calculé n'a pas été vérifiée et, au regard des résultats obtenus par simulation des incertitudes sur la position du CdP, devrait faire l'objet d'une attention particulière, e.g. par l'utilisation d'une méthode de calibrage.

IV.1.3 Modèles anthropométriques

Les deux aspects relatifs à la modélisation biomécanique du corps humain évoqués dans cette section sont ceux relatifs à l'hypothèse de symétrie et à la séparation des différents segments constituant notre modèle.

IV.1.3.1 Hypothèse de symétrie

L'hypothèse de symétrie est très largement répandue parmi les modèles anthropométriques disponibles dans la littérature. Cette étude a fait le choix de vérifier cette hypothèse pour l'échantillon de sujet qu'il a été possible de tester. Cette vérification a montré des différences significatives pour les segments du membre supérieur étudiés, i.e. main et avant-bras, mais aucune différence n'a été démontrée pour les segments du membre inférieur, i.e. pied et jambe.

IV.1.3.2 Segmentation

Les orientations des plans utilisés pour séparer les plans constituant notre modèle du corps humain ont été choisies d'après l'étude de la littérature et leur faisabilité avec le logiciel Slicer. Les plans sélectionnés ne passent pas forcément par les centres articulaires, dont la localisation nécessiterait une étude supplémentaire, et peuvent sembler artificiels, e.g. séparation de la cuisse inspirée par Durkin et Dowling [2003]. Cette séparation des segments n'est néanmoins qu'un modèle et ne peut donc être qu'imparfaite.

IV.1.4 Protocole expérimental

Notre protocole expérimental nous a permis d'obtenir des estimations des masses des membres qu'il a été possible de comparer à celles issues de la littérature. Ces masses ont ensuite été validées a posteriori. La seconde méthode exposée dans cette thèse, i.e. la méthode simultanée, ne permet néanmoins pas d'obtenir des masses segmentaires utilisables. L'étude de la source d'erreur section III.5 du chapitre 3 n'a pas pour but de faire croire que la seule incertitude sur la position du centre de pression explique l'échec de cette nouvelle méthode. Le protocole, inspiré de la littérature [Park *et al.*, 1999 ; Pataky *et al.*, 2003], pourrait en effet partager la responsabilité de cette défaillance. Les postures utilisées permettent un optimum d'amplitude de déplacement des segments distaux, mais les segments composant le tronc, par exemple, sont fixes. Ceci pourrait avoir eu pour conséquence de rendre la résolution de notre système d'équations (équation II.26) très sensibles aux erreurs de mesure car l'utilisation de nos postures a pu biaiser nos résultats. En effet, notre méthode d'estimation des masses segmentaires repose sur la résolution d'un grand nombre d'équations à 15 inconnues, une par segment constituant notre modèle. Le fait que la position de la plupart des segments soit presque identique pour un grand nombre de positions a pu pondérer l'importance relative de chacun des segments et rendre la méthode peu robuste.

IV.2 Perspectives

Certains aspects liés aux méthodes de détermination des masses segmentaires n'ont pas pu être explorés lors de cette étude. Tout d'abord, une faiblesse de la méthode Jensen quant à l'estimation des volumes des mains et des pieds a été mise en évidence. Cette faiblesse peut très probablement s'étendre à l'estimation de la position du centre de pression, il semble donc important de trouver des moyens de s'assurer de la bonne estimation, ou d'avoir une idée claire de l'incertitude, de ces paramètres.

Si l'influence de l'incertitude de la mesure de la position du centre de pression a été évaluée, notre étude ne s'est pas intéressée à celle liée à l'estimation de la position de ce centre de pression. La sensibilité de la détermination des proportions segmentaires à cette estimation devrait être évaluée en se basant, par exemple, sur une simulation ou sur l'utilisation d'un mannequin anthropométrique. L'utilisation d'un tel mannequin permettrait de réaliser une évaluation plus précise de notre méthode, comparée à celle effectuée en préalable à notre étude (section II.3.2.1, chapitre 2).

L'estimation des proportions segmentaires pour la méthode simultanée s'est révélée très sensible aux incertitudes sur la mesure de la position du centre de pression. La conception d'un autre système, plus précis, de mesure de cette position pourrait permettre d'améliorer les résultats de notre méthode.

L'amélioration de l'estimation de nos proportions passe très probablement par la modification de notre protocole expérimental. L'utilisation de positions peut-être trop similaires les unes aux autres a pu augmenter la sensibilité aux erreurs expérimentales.

Finalement ces perspectives se concluent par une évocation des objectifs finaux liés à cette étude que sont la détermination de tous les paramètres inertiels segmentaires que sont les masses, positions des centres de masse et moments d'inertie segmentaires.

IV.2.1 Évaluation des résultats d'autres modèles géométriques pour les segments distaux pour la méthode Jensen

Une cause des erreurs observées en ce qui concerne les volumes des segments pied et main pourrait être l'utilisation du modèle géométrique préconisé par Jensen. D'autres modèles, e.g. les solides à section « stadium », devraient être utilisés afin de déterminer les paramètres inertiels de ces segments. Leurs performances pourraient ensuite, par exemple, être comparées aux valeurs obtenues par volumétrie.

IV.2.2 Évaluer et étudier l'influence des incertitudes sur les positions des centres de masse

L'incertitude sur les positions des centres de masses a deux causes : l'estimation des positions des centres de masse par la méthode Jensen et la déformation des clusters de marqueurs techniques permettant la reconstruction des repères segmentaires. L'évaluation et la correction [Chèze *et al.*, 1995] de cette seconde source d'erreur font partie des objectifs futurs de cette étude. L'influence des incertitudes liées à l'estimation des positions des centres de masse segmentaires est un autre objectif à venir de nos travaux. Cette évaluation pourrait être réalisée, par exemple, à l'aide d'un mannequin virtuel créé à l'aide des données expérimentales acquises lors de cette étude. De cette manière, la sensibilité de notre méthode d'estimation des masses segmentaires à l'incertitude de la mesure de position des CdM pourrait être évaluée similairement à celle liée à la position du CdP.

IV.2.3 Utilisation d'un mannequin anthropométrique pour estimer les erreurs de la méthode simultanée

L'utilisation d'un mannequin anthropométrique permettrait d'éliminer les erreurs expérimentales liées aux mouvements involontaires des sujets lors des positions statiques. Ces mouvements comprennent non seulement ceux évoqués section IV.1.2.1, mais aussi les mouvements physiologiques dus à la respiration et aux battements du cœur. De cette manière il serait possible d'évaluer précisément les incertitudes liées à la mesure de la position du centre de pression, ce qui permettrait de tirer une conclusion franche quant à la faisabilité de notre méthode de détermination des proportions segmentaires de ce point de vue.

IV.2.4 Conception d'un dispositif permettant la détermination de la position du centre de pression dédié

La conception d'un système dédié à la mesure de la position du centre de masse permettrait de réduire la source d'erreur liée à cette mesure. Un tel système pourrait aussi permettre de réduire l'erreur, extrinsèque, de localisation du centre de pression requise par notre méthode simultanée.

IV.2.5 Modifications du protocole – évaluation par simulation

Notre protocole nécessite fort probablement d'être remis en cause. Sa sensibilité à l'incertitude de la mesure de la position du centre de pression pourrait par exemple être améliorée grâce à l'étude du conditionnement de la matrice contenant les coordonnées des centres de masses. Le conditionnement d'une matrice est le rapport de la plus grande valeur singulière de cette matrice sur la plus faible. Une valeur proche de 1 signifie un bon conditionnement et implique une faible variation des résultats en fonction des erreurs de mesure. Une perspective de ce travail, concernant la méthode d'estimation des proportions segmentaires, consisterait en la simulation de nouvelles positions adoptables par nos sujets et le calcul du conditionnement de la matrice contenant les positions des centres de masse segmentaires. Cette simulation pourrait être optimisée d'après les acquisitions cinématiques réalisées pouvant nous renseigner sur les contraintes de mouvements d'après les angles intersegmentaires observés par exemple.

IV.2.6 Développement d'une méthode permettant l'estimation des paramètres segmentaires complets.

Notre étude n'a pu se concentrer que sur l'obtention de masses segmentaires et l'estimation de centres de masse. Une analyse cinétique du mouvement nécessite d'autres paramètres que sont les moments d'inertie segmentaires. Le but final de cette étude serait l'estimation de tous les paramètres inertiels segmentaires requis par l'AMH. L'ultime étape de ce travail consisterait en la conception d'une méthode d'estimation de ces paramètres utilisant les masses et positions des centres de masses estimés précédemment. Cette méthode pourrait

ensuite être évaluée par comparaison des forces de réaction au sol, générées par un sujet préalablement étudié, à celles calculées par dynamique inverse « top-down ».

Conclusion générale

Cette dernière partie présente les conclusions que ce travail de recherche nous a permis d'établir. Ces conclusions concernent, dans un premier temps l'hypothèse très largement répandue de la symétrie des segments constituant notre modèle biomécanique du corps humain. Elles se poursuivent par les résultats de la critique de la détermination du volume des segments les plus distaux par la méthode Jensen. Ce chapitre se clôture par les conclusions relatives aux méthodes séquentielles et simultanées de détermination des masses segmentaires décrites dans ce mémoire.

1. Symétrie

L'étude de la symétrie, coté droit vs. côté gauche, des segments corporels a été évaluée d'après la volumétrie de segments distaux. L'asymétrie des segments du membre supérieur étudiés, main et avant-bras, a été mise en évidence.

2. Utilisation de la méthode Jensen pour les segments pied et main

L'utilisation des résultats de la méthode Jensen est déconseillée en ce qui concerne les volumes et, par conséquent, les masses obtenues pour les segments main et pied. En effet, la comparaison menée entre ces résultats et les mesures réalisées par volumétrie a démontré des différences significatives entre les résultats issus de ces deux méthodes. Par conséquent, les résultats obtenus en ce qui concerne les positions des centres de masse sont, eux aussi, probablement erronés.

3. Méthode séquentielle

La méthode séquentielle, i.e. de détermination de la masse des membres, décrite et utilisée lors de ce travail de recherche a permis l'obtention de résultats cohérents avec ceux obtenus à l'aide des modèles anthropométriques présentés dans la littérature. Il a été démontré, par l'étude de l'erreur de prédiction de la distance parcourue par le centre de pression entre deux positions, que nos estimations donnent de meilleurs résultats que celles issues des modèles décrits dans la littérature. Notre méthode a ainsi été validée.

4. Méthode simultanée

La méthode simultanée, i.e. de détermination des proportions segmentaires, telle que présentée dans cette étude, ne permet pas d'obtenir des résultats exploitables lors d'une analyse du mouvement humain. Une voie d'explication a été étudiée lors de ce travail. Cette méthode s'est révélée extrêmement sensible aux incertitudes liées à la mesure de la position du centre de pression, incertitudes ne représentant qu'une partie des sources d'erreur.

Références bibliographiques

- [Achard de Leluardière *et al.*, 2006] Achard de Leluardière, F, LN Hajri, P Lacouture, J Duboy, ML Frelut, G Peres (2006) Validation and influence of anthropometric and kinematic models of obese teenagers in vertical jump performance and mechanical internal energy expenditure. *Gait and Posture* **23**, 149-158.
- [Ackland *et al.*, 1988a] Ackland, TR, BA Blanksby, J·Bloomfield (1988) Inertial characteristics of adolescent male body segments. *Journal of Biomechanics* **21**, 319-328.
- [Ackland *et al.*, 1988b] Ackland, TR, PW Henson, DA Bailey (1988) The uniform density assumption: its effect upon the estimation of body segment inertial parameters. *International Journal of Sports Biomechanics* **4**, 146-155. in Pearsall, David J, J Gavin Reid (1994) The study of human body segment parameters in biomechanics. *Sports Med.* **18** (2), 126-140.
- [Allard et Blanchi, 2000] Allard, Paul, Jean-Pierre Blanchi et collaborateurs (2000) Analyse du mouvement humain par la biomécanique, éditions Décarie.
- [Andrews et Mish, 1996] Andrews, James G, Sean P Mish (1996) Methods for investigating the sensitivity of joint resultants to body segment parameter variations. *Journal of Biomechanics* **29** (5), 651-654.
- [Baca, 1996] Baca, Arnold (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.
- [Bégon et Lacouture, 2005] Bégon, Mickaël, Patrick Lacouture (2005) Modélisation anthropométrique pour une analyse mécanique du geste sportif. Partie 1 : modèles, leurs caractéristiques et leur validation. *Science & Motricité* **54**, 11-33.
- [Borelli, 1681] Borelli, GA (1681) De motu animalium, puos posthumum. Pars altera. Rome : A Bernabò. In Pearsall, David J, J Gavin Reid (1994) The study of human body segment parameters in biomechanics. *Sports Med.* **18** (2), 126-140.
- [Cappello *et al.*, 1996] Cappello, Angelo, Pier Francesco La Palombara, Alberto Leardini (1996) Optimization and smoothing techniques in movement analysis. *International Journal of Bio-Medical Computing* **41**, 137-151.

- [**Capozzo et Berme, 1990**] Capozzo, A, N Berme (1990) Subject-specific segmental inertia parameter determination: A survey of current methods. In *Biomechanics of Human Movement: Applications in Rehabilitation, Sports and Ergonomics*. N Berme et A Capozzo (Eds) pp. 179-185, Bertec Corporation, Worthington, OH. In Kingma, Idsart, Huub M Toussaint, Michiel P De Looze, Jaap H Van Dieen (1996) Segment inertial parameter evaluation in two anthropometric models by application of a dynamic linked segment model. *Journal of Biomechanics* **29** (5), 693-704.
- [**Capozzo et al., 1996**] Capozzo, Aurelio, F Catani, Alberto Leardini, MG Benedetti, Ugo Della Croce (1996) Position and orientation in space of bones during movement: experimental artefacts. *Clinical Biomechanics* **11** (2), 90-100
- [**Chandler et al., 1975**] Chandler, RF, JT Clauser, HM McConville, HM Reynolds, JW Young (1975) Investigation of inertial properties of the human body. AMRL Technical Report 74-137, Wright-Patterson Air Force Base, OH.
- [**Cheng et al., 2000**] Cheng, Cheng-Kung, Hsiang-Ho Chen, Chen-Sheng Chen, Chen-Lung Lee, Chih-Yong Chen (2000) Segment inertial properties of Chinese adults determined from magnetic resonance imaging. *Clinical Biomechanics* **15**, 559-566.
- [**Chester et Jensen, 2005**] Chester, Victoria L, Robert K Jensen (2005) Changes in infant segment inertias during the first three months of independent walking. *Dynamic Medicine* **4**, 9.
- [**Chèze et al., 1995**] Chèze, L, BJ Fregly, J Dimnet (1995) A solidification procedure to facilitate kinematic analyses based on video system data. *Journal of Biomechanics* **28** (7), 879-884.
- [**Chiari et al., 2005**] Chiari, Lorenzo, Ugo Della Croce, Alberto Leardini, Aurelio Capozzo (2005) Human movement analysis. Part 2: Instrumental errors. *Gait & Posture* **21**, 197-211.
- [**Clauser et al., 1969**] Clauser, CE, JV McConville, JW Young (1969) Weight, volume and center of mass of segments of the human body. AMRL Technical Report 69-70, Wright-Patterson Air Force Base, OH.
- [**Della Croce, 2006**] Della Croce, Ugo (2006) Soft tissue artefacts in human movement analysis.
http://www.univ-valenciennes.fr/congres/3D2006/Abstracts/172-GUEST_SPEAKER_DellaCroce.pdf
- [**Dempster, 1955**] Dempster, WT (1955) Space requirements for the seated operator. WADC Technical Report 55-159, Wright-Patterson Air Force Base, OH.

- [Dowling *et al.*, 2006] Dowling, James J, Jennifer L Durkin, David M Andrews (2006) The uncertainty of the pendulum method for the determination of the moment of inertia. *Medical Engineering and Physics* **28** (8), 837-841.
- [Drillis et Contini, 1966] Drillis, R, R Contini (1966) Body segment parameters. PB 174 945; Technical Report 1166.03. New York: School of Engineering and Science. New York University.
- [Dumas *et al.*, 2004] Dumas, Raphaël, Rachid Aissaoui, David Mitton, Wafa Skalli, Jacques A de Guise (2004) Determination of personalized inertial parameters of lower limb by biplanar low-dose radiography. *International Congress Series* **1268**, 19-24.
- [Dumas *et al.*, 2005] Dumas, Raphaël, Rachid Aissaoui, David Mitton, Wafa Skalli, Jacques A de Guise (2005) Personalized body segment parameters from biplanar low-dose radiography. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* **52** (10), 1756-1763.
- [Dumas *et al.*, 2006] Dumas, R, Laurence Chèze, J-P Verriest (2006) Adjustements to McConville *et al.* and Young *et al.* body segment inertial parameters. *Journal of Biomechanics* (non publié).
- [Durkin *et al.*, 2002] Durkin, Jennifer L, James J Dowling, David M Andrews (2002) The measurement of body segment inertial parameters using dual energy X-ray absorptiometry. *Journal of Biomechanics* **35**, 1575-1580.
- [Durkin et Dowling, 2003] Durkin, Jennifer L, James J Dowling (2003) Analysis of body segment parameter differences between for human populations and the estimation errors of four popular mathematical models. *Journal of Biomechanical Engineering* **125**, 515-522.
- [Ehrig *et al.*, 2006] Ehrig, Rainald M, William R Taylor, Goerg N Duda, Markus O Heller (2006) A survey of formal methods for determining the centre of rotation of ball joints. *Journal of Biomechanics* **39** (15), 2798-2809.
- [Fantozzi *et al.*, 2005] Fantozzi, Silvia, Rita Stagni, Angelo Cappello, Alberto Leardini (2005) Effect of different inertial parameter sets on joint moment calculation during stair ascending and descending. *Medical Engineering & Physics* **27**, 537-541.
- [Fujikawa, 1969] Fujikawa, Katsumasa (1969) The centre of gravity in the parts of the human body. *Folia Anatomica Japonica* **39** (3), 117-126. in Pearsall, David J, J Gavin Reid (1994) The study of human body segment parameters in biomechanics. *Sports Med.* **18** (2), 126-140.

- [**Ganley et Powers, 2004a**] Ganley, Kathleen J, Christopher M Powers (2004) Determination of lower anthropometric parameters using dual energy X-ray absorptiometry : the influence on net joint moments during gait. *Clinical Biomechanics* **19**, 50-56.
- [**Ganley et Powers, 2004b**] Ganley, Kathleen J, Christopher M Powers (2004) Anthropometric parameters in children: a comparison of values obtained from dual energy x-ray absorptiometry and cadaver-based estimates. *Gait and Posture* **19**, 133-140.
- [**Hanavan, 1964**] Hanavan, EP (1964) A mathematical model of the human body. AMRL Technical Report 64-102, Wright-Patterson Air Force Base, OH.
- [**Harless, 1860**] Harless, E (1860) Die statischen Momente der menschlichen Gliedmassen. *Abhandl Mathematische-Physikalischen Classe Königl Bayerischen Akad Wissenschaft* **8**, 69-96, 257-94. In Pearsall, David J, J Gavin Reid (1994) The study of human body segment parameters in biomechanics. *Sports Med.* **18** (2), 126-140.
- [**Hatze, 1975**] Hatze, Herbert (1975) A new method for the simultaneous measurement of the moment of inertia, the damping coefficient and the location of the centre of mass of a body segment in situ. *European Journal of Applied Physiology* **34**, 217-226.
- [**Hatze, 1980**] Hatze, Herbert (1980) A mathematical model for the computational determination of parameter values of anthropometric segments. *Journal of Biomechanics* **13**, 833-843.
- [**Hédoux, 2004**] Hédoux, Patrick (2004) Détermination de paramètres biomécaniques personnalisés à partir d'imagerie médicale – application aux sujets hémiparétiques. Thèse de doctorat, Université de Valenciennes, Valenciennes, France.
- [**Hinrichs, 1985**] Hinrichs, Richard N (1985) Regression equations to predict segmental moments of inertia from anthropometric measurements: an extension of the data of Chandler *et al* (1975). *Journal of Biomechanics* **18** (8), 621-624.
- [**Hinrichs, 1990**] Hinrichs, Richard N (1990) Adjustments to the segment centre of mass proportions of Clauser *et al.* (1969). *Journal of Biomechanics* **23** (9), 949-951.
- [**Huang et Suarez, 1983**] Huang, HK, Faustino R Suarez (1983) Evaluation of cross-sectional geometry and mass density distributions of humans and laboratory animals using computerized tomography. *Journal of Biomechanics* **16** (10), 821-832.
- [**Fujikawa, 1963**] Fujikawa, Katsumasa (1963) The center of gravity in the parts of the human body. *Okajimos Folia Anat. Jap.* **39**(3), 117-126. In Pearsall, David J, J Gavin Reid (1994) The study of human body segment parameters in biomechanics. *Sports Med.* **18** (2), 126-140.

- [Jensen, 1978] Jensen, Robert K (1978) Estimation of the biomechanical properties of three body types using a photogrammetric method. *Journal of Biomechanics* **11**, 349-358.
- [Jensen, 1989] Jensen, Robert K (1989) Changes in segment inertia proportions between 4 and 20 years. *Journal of Biomechanics* **22**, 529-536.
- [Jensen 1993] Jensen, Robert K (1993) Human morphology: its role in the mechanics of movement. *Journal of Biomechanics* **26**, suppl. 1, 81-94.
- [Jensen et Fletcher, 1993] Jensen, Robert K, Paula Fletcher (1993) Body segment moments of inertia of the elderly. *Journal of Applied Biomechanics* **9**, 287-305.
- [Jensen et Fletcher, 1994] Jensen, Robert K, Paula Fletcher (1994) Distribution of mass to the segments of elderly males and females. *Journal of Biomechanics* **27** (1), 89-96.
- [Jensen et al., 1996a] Jensen, Robert K, Sylvie Doucet, Tina Treitz (1996) Changes in segment mass and mass distribution during pregnancy. *Journal of Biomechanics* **29**, 251-256.
- [Jensen et al., 1996b] Jensen, Robert K, Tina Treitz, Sylvie Doucet (1996) Prediction of human segment inertia during pregnancy. *Journal of Applied Biomechanics* **12**, 15-30.
- [Kaleps et al., 1984] Kaleps, I, CE Clauser, JW Young, RF Chandler, GF Zehner, JT McConville (1984) Investigation into the mass distribution properties of the human body and its segments. *Ergonomics* **27**, 1225-1237.
- [Kingma et al., 1996] Kingma, Idsart, Huub M Toussaint, Michiel P De Looze, Jaap H Van Dieen (1996) Segment inertial parameter evaluation in two anthropometric models by application of a dynamic linked segment model. *Journal of Biomechanics* **29** (5), 693-704.
- [Krabbe et al., 1997] Krabbe, B, R Farkas, W Baumann (1997) Influence of inertia on intersegment moments of the lower extremity joints. *Journal of Biomechanics* **30** (5), 517-519.
- [Leboucher et al., 2004] Leboucher, J, GA Dumas, A Pinti (2004). Influence of biomechanical parameters on back pain during pregnancy: a preliminary study. In *Archives of physiology and biochemistry*, **110**, 30.
- [Leboucher et al., 2006] Leboucher, J, M Hars, A Pinti, GA Dumas (2006). Inertial and geometrical segment parameters for female elite gymnasts. In *Human movement science*, IXth International Symposium On The 3D Analysis Of Human Movement, Valenciennes, France.
<http://www.univ-valenciennes.fr/congres/3D2006/Abstracts/148-Leboucher.pdf>
- [Lenzi et al., 2003] Lenzi, Davide, Angelo Cappello, Lorenzo Chiari (2003) Influence of body segment parameters and modelling assumptions on the estimate of centre of mass trajectory. *Journal of Biomechanics* **36**, 1335-1341.

- [Lephart, 1984] Lephart, S Alan (1984) Measuring the inertial properties of cadaver segments. *Journal of Biomechanics* 17 (7), 537-543.
- [de Leva, 1996a] de Leva, Paolo (1996) Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters. *Journal of Biomechanics* 29 (9), 1223-1230.
- [de Leva, 1996b] de Leva, Paolo (1996) Joint center longitudinal positions computed from a selected subset of Chandler's data. *Journal of Biomechanics* 29 (9), 1231-1233.
- [Manal et al., 2002] Manal, K, I McClay, J Richards, B Galinat, S Stanhope (2002) Knee moment profiles during walking: errors due to soft tissue movement of the shank and the influence of the reference coordinate system. *Gait and Posture* 15, 10-17.
- [Martin et al., 1989] Martin, Philip E, Michael Mungiole, Mary W Marzke, Julie M Longhill (1989) The use of magnetic resonance imaging for measuring segment inertial properties. *Journal of Biomechanics* 22 (4), 367-376.
- [McConville et al., 1980] McConville, JT, TD Churchill, I Kaleps, CE Clauser, J Cuzzi (1980) Anthropometric relationships of body and body segment moments of inertia. AMRL report In Kaleps, I, CE Clauser, JW Young, RF Chandler, GF Zehner, JT McConville (1984) Investigation into the mass distribution properties of the human body and its segments. *Ergonomics* 27, 1225-1237.
- [Mungiole et Martin, 1990] Mungiole, Michael, Philip E Martin (1990) Estimating segment inertial properties: comparison of magnetic resonance imaging with existing methods. *Journal of Biomechanics* 23, 1039-1047.
- [Nagano et al., 2000] Nagano, Akinori, Karin GM Gerritsen, Senshi Fukashori (2000) A sensitivity analysis of the calculation of mechanical output through inverse dynamics: a computer simulation study. *Journal of Biomechanics* 33, 1313-1318.
- [Norton et al., 2002] Norton, Jonathan, Nicholas Donaldson, Laura Dekker (2002) 3D whole body scanning to determine mass properties of legs. *Journal of Biomechanics* 35, 81-86.
- [Park et al., 1999] Park, Se Jin, Soo Chan Park, Jin Ho Kim, Chae-Bogk Kim (1999) Biomechanical parameters on body segments of Korean adults. *International Journal of Industrial Ergonomics* 23, 23-31.
- [Pataky et al., 2003] Pataky, Todd C, Vladimir M Zatsiorsky, John H Challis (2003) A simple method to determine body segment masses in vivo: reliability, accuracy and sensitivity analysis. *Clinical Biomechanics* 18, 364-368.

- [Pearsall *et al.*, 1994] Pearsall, David J, J Gavin Reid, R Ross (1994) Inertial properties of the human trunk of males determined from magnetic resonance imaging. *Annals of Biomedical Engineering* 22, 692-706.
- [Pearsall et Reid, 1994] Pearsall, David J, J Gavin Reid (1994) The study of human body segment parameters in biomechanics. *Sports Med.* 18 (2), 126-140.
- [Pearsall et Costigan, 1999] Pearsall, David J, PA Costigan (1999) The effect of segment parameter in error on gait analysis results. *Gait and Posture* 9, 173-183.
- [Peyton, 1986] Peyton, AJ (1986) Determination of the moment of inertia of limb segments by a simple method. *Journal of Biomechanics* 19 (5), 405-410.
- [Pinti *et al.*, 2000] Pinti A., P Hédoux, É Watelain, G Kemoun, B Boluix (2000) Comparaison à partir d'I.R.M. de caractéristiques biomécaniques de membres inférieurs sains et pathologiques. *Journal Européen des Systèmes Automatisés* 34, 845-858.
- [Pinti *et al.*, 2005] Pinti, A, J-L Renesson, J Leboucher, G A Dumas, F-X Lepoutre, G Poumarat (2005) Inertia parameter calculation using a SYMCAD optical scanner. *Computer Methods in Biomechanics & Biomedical Engineering* 8, suppl. 1, 213-214.
- [Plagenhoef *et al.*, 1983] Plagenhoef, S, FG Evans, T Abdelnour (1983) Anatomical data for analyzing human motion. *Research quarterly for exercise and sport* 54 (2), 169-178. In Pearsall, David J, J Gavin Reid (1994) The study of human body segment parameters in biomechanics. *Sports Med.* 18 (2), 126-140.
- [Rao *et al.*, 2006] Rao, Guillaume, David Amarantini, Eric Berton, Daniel Favier (2006) Influence of body segment's parameters estimation models on inverse dynamics solutions during gait. *Journal of Biomechanics* 39 (8), 1531-1536.
- [Rodrigue et Gagnon, 1983] Rodrigue, Diane, Micheline Gagnon (1983) The evaluation of forearm density with axial tomography. *Journal of Biomechanics* 16 (11), 907-913.
- [Sarfaty et Ladin, 1993] Sarfaty, Ori, Zvi Ladin (1993) A video-based system for the estimation of the inertial properties of body segments. *Journal of Biomechanics* 26, 1011-1016.
- [Sati *et al.*, 1996] Sati, M, JA de Guise, S Larouche, G Drouin (1996) Quantitative assessment of skin-bone movement at the knee. *The Knee* 3, 121-138.
- [Sun et Jensen, 1992] Sun, Han, Robert K Jensen (1992) Body segment growth during infancy, *Second North American Congress on Biomechanics Abstracts* (Edited by Wells, R., Draganich, L. and Bechtold, J.), American Society of Biomechanics and Canadian Society of Biomechanics, Chicago.

- [Wei et Jensen, 1995] Wei, Chen, Robert K Jensen (1995) The application of segment axial density profiles to a human body inertial model. *Journal of Biomechanics* **28**, 103-108.
- [Winter, 1979] Winter, David A (1979) Biomechanics of human movement. New York: Wiley Inc.
- [Winter, 1990] Winter, David A (1990) Biomechanics and motor control of human movement. 2nd ed. Wiley: New York.
- [Winter, 2005] Winter, D. A. (2005) "Anthropometry", in Biomechanics and motor control of human movement, third edition, Wiley-Interscience, New York.
- [Yeadon et Morlock, 1989] Yeadon, MR, M Morlock (1989) The appropriate use of regression equations for the estimation of segmental inertia parameters. *Journal of Biomechanics* **22**, 683-689.
- [Yokoi et al., 1985] Yokoi, T, K Shibukawa, M Ae (1985) Body segment parameters in Japanese children. In DA Winter, RW Norman, RP Wells (Eds). Biomechanics IX-B. Human Kinetics Publishers Champaign, IL, pp 227-232. In Pearsall, David J, J Gavin Reid (1994) The study of human body segment parameters in biomechanics. *Sports Med.* **18** (2), 126-140.
- [Young et al., 1983] Young, JW, RF Chandler, CC Snow, KM Robinette, GF Zehner, MS Lofberg (1983) Anthropometric and mass distribution characteristics of adult female body segments. Federal Aviation Administration Report FAA-AM-83-16, Civil Aeromedical Institute, Oklahoma City, Oklahoma. In Kaleps, I, CE Clauser, JW Young, RF Chandler, GF Zehner, JT McConville (1984) Investigation into the mass distribution properties of the human body and its segments. *Ergonomics* **27**, 1225-1237.
- [Zatsiorsky et Seluyanov, 1983] Zatsiorsky, V, V Seluyanov (1983) The mass and inertia characteristics of the main segments of the human body. In: H Matsui, K Kobayashi (Eds.), Biomechanics VIII-B. Human Kinetics Publishers Champaign, IL, pp 1152-1159.
- [Zatsiorsky et Seluyanov, 1985] Zatsiorsky, V, V Seluyanov (1985) Estimation of the mass and inertia characteristics of the human body by means of the best predictive regression equations. In DA Winter, RW Norman, RP Wells (Eds). Biomechanics IX-B. Human Kinetics Publishers Champaign, IL, pp 233-239.
- [Zatsiorsky et al., 1990] Zatsiorsky, V, V Seluyanov, and LG Chugunova (1990) Methods of Determining Mass-Inertial Characteristics of Human Body Segments. In GG Chernyi and SA Regirer (Eds) *Contemporary Problems of Biomechanics*, CRC Press, Boston, pp. 272-291. In Pearsall, David J, J Gavin Reid (1994) The study of human body segment parameters in biomechanics. *Sports Med.* **18** (2), 126-140.

Annexe A : Coefficients des modèles anthropométriques utilisés

Les coefficients des modèles anthropométriques utilisés lors de cette étude dans le but de comparer leurs données à celles obtenues par nos méthodes sont donnés dans les tables A.1 à A.3. Cet exposé débute par les modèles strictement proportionnels, suivent ensuite les modèles linéaires et quadratiques, les modèles utilisant la taille et la masse de Zatsiorsky et collaborateurs puis ceux utilisant des équations de régression à coefficients multiples.

A.1 Modèles strictement proportionnels

Les coefficients donnés dans la table A.1 correspondent aux pourcentages de la masse totale représentés par les segments.

Table A.1 – Coefficients des modèles strictement proportionnels

Segment ¹	Modèles							
	Harless [1860] ⁴	Braune et Fischer [1889] ⁴	Dempster [1955] ²	Clauser <i>et al.</i> [1969]	Zatsiorsky <i>et al.</i> [1983]	Cheng <i>et al.</i> [2000] ²	Winter [2005]	
Tête	7,6	7,0	7,85	7,28	6,94	7,25	8,1	
Cou								
Tronc	supérieur	44,2	46,1	22,24 ⁵	50,70	15,96	21,6	
	médian			27,87 ⁶		16,33		43,49
	inférieur			11,17		14,2		
Bras ³	3,2	3,3	2,76 / 2,62	2,63	2,71	3,77	2,8	
Avant-bras ³	1,7	2,1	1,63 / 1,57	1,61	1,63	1,41	1,6	
Main ³	0,9	0,8	0,67 / 0,66	0,65	0,61	0,62	0,6	
Cuisse ³	11,9	10,7	9,86 / 10,00	10,27	14,16	12,80	10,0	
Jambe ³	4,6	4,8	4,67 / 4,66	4,35	4,33	4,14	4,65	
Pied ³	2,0	1,7	1,44 / 1,50	1,47	1,37	1,88	1,45	

¹ : les valeurs sont données en pourcentages.

² : pour ce modèle, les proportions ont été ajustées afin d'obtenir la masse totale du sujet avec la somme des masses segmentaires.

³ : pour les segments des membres, les données sont présentées sous forme valeur segment droite / valeur segment gauche lorsque disponible.

⁴ : d'après Clauser *et al.* [1969].

⁵ : équivalent à thorax + épaules pour cet auteur.

⁶ : décrit comme abdomen plus pelvis par cet auteur.

A.2 Modèles linéaires et quadratiques

Les coefficients dans la table A.2 sont ceux des modèles utilisant des équations linéaires, de forme $y = a \cdot M + b$, et ses équations quadratiques, $y = a \cdot M^2 + b \cdot M + c$, avec M la masse totale et y la masse du segment considéré.

Table A.2 – Coefficients des modèles linéaires et quadratiques

Segment ¹	Modèles		
	Chandler <i>et al.</i> [1975] ⁵	Zatsiorsky <i>et al</i> [1983]	
		Linéaire	Quadratique
Tête	$0,032 \cdot M + 1,906$	$0,024 \cdot M + 3,243^{(2)}$	$-0,0002 \cdot M^2 + 0,0457 \cdot M + 2,15^{(2)}$
Cou			
Tronc supérieur		$0,161 \cdot M - 0,0777$	$0,0004 \cdot M^2 + 0,0871 \cdot M + 2,164$
Tronc médian	$0,532 \cdot M - 0,706^{(3)}$	$0,194 \cdot M - 2,222$	$0,0031 \cdot M^2 - 0,2811 \cdot M + 15,18$
Tronc inférieur		$0,117 \cdot M - 0,348$	$0,0013 \cdot M^2 - 0,0831 \cdot M + 6,96$
Bras	$0,016 \cdot M + 0,809$ (droit) $0,022 \cdot M + 0,485$ (gauche)	$0,029 \cdot M - 0,142$	$-0,0003 \cdot M^2 + 0,0786 \cdot M - 1,96$
Avant-bras	$0,02 \cdot M - 0,218$ (droit) $0,013 \cdot M + 0,246$ (gauche)	$0,0139 \cdot M + 0,165$	— ⁴
Main	$0,007 \cdot M - 0,03$ (droite) $0,005 \cdot M + 0,076$ (gauche)	$0,0046 \cdot M + 0,109$	— ⁴
Cuisse	$0,126 \cdot M - 1,688$ (droite) $0,127 \cdot M - 1,511$ (gauche)	$0,153 \cdot M - 0,799$	$-0,0019 \cdot M^2 + 0,447 \cdot M - 11,56$
Jambe	$0,038 \cdot M + 0,179$ (droite) $0,044 \cdot M + 0,178$ (gauche)	$0,041 \cdot M + 0,141$	— ⁴
Pied	$0,008 \cdot M + 0,343$ (droit) $0,009 \cdot M + 0,253$ (gauche)	$0,01 \cdot M + 0,259$	$-0,0001 \cdot M^2 + 0,0292 \cdot M - 0,44$

¹ : les valeurs sont données sous la forme $a \cdot M + b$ pour les applications linéaires et sous la forme $y = a \cdot M^2 + b \cdot M + c$ pour le modèle quadratique.

² : Tête et cou forment un seul segment pour ce modèle.

³ : Tronc et cou forment un seul segment pour ce modèle.

⁴ : Pour ces segments les estimations du modèle linéaire ont été jugées plus précises par les auteurs.

⁵ : Pour ce modèle, la moyenne des résultats obtenus par les équations des deux côtés a été prise comme estimation de la masse des segments des membres lors de notre étude.

A.3 Modèle utilisant la taille et la masse

Le modèle utilisant la taille et la masse du sujet comme variables de l'équation d'estimation des masses segmentaires retenu pour cette étude est celui présenté par Zatsiorsky et Seluyanov [1983]. Les masses segmentaires se calculent telles que $y = a \cdot T + b \cdot M + c$ avec T la taille en cm, M la masse en kg et y la masse du segment considéré en kg.

Table A.3 – Coefficients du modèle utilisant la taille et la masse totale du sujet

Segments ¹	Modèle
	Zatsiorsky <i>et al</i> [1983]
<i>Tête</i>	$0,0143 \cdot T + 0,0171 \cdot M + 1,296$
<i>Tronc supérieur</i>	$-0,0584 \cdot T + 0,1862 \cdot M + 8,2144$
<i>Tronc médian</i>	$-0,0663 \cdot T + 0,2234 \cdot M + 7,181$
<i>Tronc inférieur</i>	$0,04896 \cdot T + 0,0976 \cdot M - 7,498$
<i>Bras</i>	$-0,0027 \cdot T + 0,03012 \cdot M + 0,25$
<i>Avant-bras</i>	$-0,00114 \cdot T + 0,01445 \cdot M + 0,3185$
<i>Main</i>	$0,00175 \cdot T + 0,0036 \cdot M - 0,1165$
<i>Cuisse</i>	$0,0137 \cdot T + 0,1463 \cdot M - 2,649$
<i>Jambe</i>	$0,0121 \cdot T + 0,0362 \cdot M - 1,592$
<i>Pied</i>	$0,0073 \cdot T + 0,0077 \cdot M - 0,829$

A.4 Modèles utilisant des équations de régression à coefficients multiples

Les deux modèles utilisés dans cette étude pour estimer les masses segmentaires et utilisant des équations de régression à coefficients multiples sont celles présentées par Clauser et collaborateurs [1969] et par Zatsiorsky et Seluyanov [1985]. Les coefficients et les variables permettant l'estimation de la masse des membres, grâce au modèle de Clauser et collaborateurs [1969] sont présentés table A.4, les coefficients nécessaires à l'application du modèle de Zatsiorsky et Seluyanov sont données tables A.5, les mesures sont en notes de tableau.

Table A.4 – Coefficients et variables pour l'estimation des masses des membres selon le modèle de Clauser et collaborateurs [1969]

Membre	Formule ¹
<i>Supérieur</i>	$masse^2 \times 0,014 + circonfer_{poignet}^3 \times 0,182 + circonfer_{biceps}^3 \times 0,083 - 3,041$
<i>Inférieur</i>	$masse^2 \times 0,094 + circonfer_{mollet}^3 \times 0,146 + circonfer_{max_cuisse}^3 \times 0,113 - 5,455$

1 : permettant d'obtenir l'estimation de la masse en kg.

2 : en kg.

3 : en cm.

Les masses segmentaires (kg) s'obtiennent d'après l'équation A.1 :

$$masse = mesure_1 \times coefficient_1 + mesure_2 \times coefficient_2 + mesure_3 \times coefficient_3 + const \quad (A.1)$$

Table A.5 – Coefficients pour l'estimation des masses des membres selon le modèle de Zatsiorsky et Seluyanov [1985]

	Segments					
	Main ¹	Avant-bras ²	Bras ³	Pied ⁴	Jambe ⁵	Cuisse ⁶
<i>Coefficient</i> ₁	0,00941	0,05	0,0471	0,066	0,0675	0,153
<i>Coefficient</i> ₂	0,035	-0,0049	0,104	-0,0136	0,0145	0,230
<i>Coefficient</i> ₃	0,029	0,087	0,0651	0,0048	0,205	0,367
<i>Constante</i>	-0,594	-2,04	-2,58	-0,6286	-6,017	-17,819

¹ : mesure₁ : longueur de la main (cm) ; mesure₂ : largeur de la main (cm) ; mesure₃ : moyenne des circonférences de la main et minimale de l'avant-bras (cm).

² : mesure₁ : longueur de l'avant-bras (cm) ; mesure₂ : largeur de la main (cm) ; mesure₃ : moyenne des circonférences distal, milieu et maximale de l'avant-bras (cm).

³ : mesure₁ : longueur biomécanique du bras (*long _ bras* × 0,730) (cm) ; mesure₂ : circonférence du bras au repos (cm) ; mesure₃ : moyenne des diamètres inférieurs du bras et de l'avant-bras (cm).

⁴ : mesure₁ : longueur du pied (cm) ; mesure₂ : largeur du pied (cm) ; masse grasse (kg) estimée dans notre cas d'après la masse, la taille, l'âge et le sexe du sujet.

⁵ : mesure₁ : longueur de la jambe (cm) ; mesure₂ : diamètre inférieur de la jambe (cm) ; moyenne des circonférences proximale, distale et maximale de la jambe (cm).

⁶ : mesure₁ : longueur de la cuisse (cm) ; mesure₂ : diamètre inférieur de la cuisse (cm) ; mesure₃ : moyenne des circonférences distal, milieu et au niveau du pli infragluteal de la cuisse (cm).

Annexe B : Mesures anthropométriques prises sur les sujets

Cette annexe a pour but d'expliquer la manière dont les mesures anthropométriques ont été prises sur nos sujets. Ces mesures ont été réalisées à l'aide d'un pied à coulisse pour les longueurs et les diamètres et d'un mètre ruban pour les autres mesures (circonférences). Les mesures sont regroupées par membres, inférieur et supérieur, et pour le tronc et la tête.

B.1 Membre supérieur

- Longueur de la main : distance du centre articulaire du poignet estimé à l'extrémité distale du majeur.
- Largeur de la main : largeur de la main à l'extrémité proximale des phalanges, transversale à l'axe de la main
- Longueur de l'avant-bras : distance du styloïde de l'ulna à l'épicondyle humérale.
- Longueur du bras : projection sur un plan vertical de la distance entre l'épicondyle humérale et l'acromion, bras à la verticale.
- Circonférence de la main : circonférence au niveau des extrémité proximales des phalanges.
- Circonférence du poignet : circonférence prise au niveau juste distal du styloïde de l'ulna.
- Circonférence maximale de l'avant bras lorsque celui-ci est au repos (environ vertical).
- Circonférence médiane de l'avant bras : circonférence prise à mi-distance des deux circonférences précédentes.
- Circonférence du bras : circonférence maximale du bras lorsque celui-ci est à l'horizontale, biceps contracté.
- Diamètre minimum du poignet : diamètre du poignet pris dans le plan sagittal lorsque le sujet est en position anatomique.

- Diamètre minimum du bras : diamètre minimum pris dans le plan frontal lorsque le sujet est en position anatomique.

B.2 Membre inférieur

- Distance inter condyles fémoraux : distance maximale entre les condyles fémoraux, sujet debout.
- Longueur de la cuisse : distance du côté latéral du plateau tibial au grand trochanter.
- Longueur de la jambe : distance du plateau tibial à la malléole médiale, sujet debout.
- Longueur du pied : distance entre le talon et la pointe du pied.
- Circonférence maximale de la jambe : circonférence maximale de la jambe prise dans un plan horizontal, sujet debout.
- Circonférence maximale de la cuisse : circonférence maximale de la cuisse prise dans un plan horizontal

B.3 Tronc et tête

- Distance projetée sommet de la tête-C7 : distance projetée sur un plan horizontal entre le sommet de la tête et l'apophyse épineuse de C7, mesure prise sujet en position supine.
- Distance projetée C7-xiphoïde : distance projetée sur un plan horizontal entre l'apophyse épineuse de C7 et le processus xiphoïde, mesure prise sur le sujet en position supine.
- Distance projetée xiphoïde nombril : distance projetée sur un plan horizontal entre le processus xiphoïde et le nombril, mesure prise sur le sujet en position supine.
- Distance inter EIAS : distance mesurée entre les épines iliaques antéro-supérieures.
- Circonférence tête : circonférence prise dans un plan horizontal, sujet debout, juste au dessus des arcades sourcilières.

- Diamètre transversal de la tête : diamètre maximum pris dans un plan frontal.
- Circonférence cou : circonférence minimale du cou, prise dans un plan horizontal.
- Circonférence poitrine : circonférence mesurées dans un plan horizontal, sujet en position anatomique, juste en dessous des tétons pour les hommes et juste sous la poitrine pour les femmes.
- Diamètre mésosternal de la poitrine : profondeur de la cage thoracique mesurée dans le plan sagittal à mi-hauteur entre le manubrium et le processus xiphoïde.
- Circonférence abdomen : circonférence prise dans un plan horizontal, sujet en position anatomique, au niveau du nombril.
- Circonférence fesses : circonférence des fesses maximale mesurée dans un plan horizontal, sujet en position anatomique.
- Diamètre coxae : diamètre pris entre les deux grand trochanter fémoraux, sujet en position anatomique.

Annexe C : Proportions segmentaires obtenues par notre méthode simultanée

Les proportions segmentaires obtenues par notre méthode simultanée ne sont pas utilisables pour une analyse du mouvement humain. Ces valeurs sont néanmoins présentées ici tables C.1, C.2 et C.3 pour la tête et le tronc, les membres supérieurs puis les membres inférieurs, respectivement.

Table C.1 – Proportions segmentaires obtenues par la méthode simultanée (tête et tronc)

Sujet	Tête	Tronc supérieur	Tronc inférieur
<i>Sujet01</i>	0,1225	0,8378	1,1189
<i>Sujet02</i>	0,1166	0,5065	0,0690
<i>Sujet03</i>	0,034	-0,2753	1,5973
<i>Sujet04</i>	-0,1010	0,6301	-0,2992
<i>Sujet05</i>	-0,2776	0,4046	2,1173
<i>Sujet06</i>	-0,0393	0,3964	0,3392
<i>Sujet07</i>	-0,0073	0,2854	0,3663
<i>Sujet08</i>	-0,0880	0,4938	0,2929
<i>Sujet09</i>	0,0637	-0,4530	0,9562
<i>Sujet10</i>	-0,1085	0,1081	1,5366
<i>Sujet11</i>	-0,0296	0,1827	1,3909
<i>Sujet12</i>	-0,9150	0,8623	1,3345
<i>Sujet13</i>	-0,3266	-0,6591	1,9245
<i>Sujet14</i>	-0,1027	-0,4090	1,7058

Table C.2 – Proportions segmentaires des membres supérieurs obtenues par la méthode simultanée

Sujet	Bras		Avant-bras		Main	
	droit	gauche	droit	gauche	droite	gauche
<i>Sujet01</i>	-0,6461	-0,0180	0,5783	-0,1852	-0,2367	0,0878
<i>Sujet02</i>	-0,0587	0,0753	0,0066	-0,0579	0,0166	0,0328
<i>Sujet03</i>	0,1346	-0,4235	-0,0832	0,4456	0,0389	-0,1826
<i>Sujet04</i>	-0,3394	0,0392	0,3248	0,0480	-0,1311	-0,0409
<i>Sujet05</i>	-0,6088	-0,9043	1,1954	0,6713	-0,6503	-0,2444
<i>Sujet06</i>	0,0090	-0,0216	-0,0419	0,0752	0,0301	-0,0269
<i>Sujet07</i>	0,0442	0,0260	-0,0125	0,0155	0,0170	0,0037
<i>Sujet08</i>	0,0157	-0,1404	0,0336	0,1452	-0,0109	-0,0515
<i>Sujet09</i>	0,5660	0,6648	-0,4403	-0,6402	0,1822	0,2819
<i>Sujet10</i>	0,2993	0,0816	-0,1414	-0,0923	0,0285	0,0795
<i>Sujet11</i>	0,1480	0,1064	-0,0664	-0,1044	0,0394	0,0674
<i>Sujet12</i>	0,9498	0,0464	-0,9717	-0,0305	0,4150	0,0308
<i>Sujet13</i>	0,9573	0,3511	-0,5917	-0,1787	0,1672	0,0716
<i>Sujet14</i>	0,9228	-0,1693	-0,9224	0,1574	0,4049	-0,0299

Table C.3 – Proportions segmentaires des membres inférieurs obtenues par la méthode simultanée

Sujet	Cuisse		Jambe		Pied	
	droite	gauche	droite	gauche	droite	gauche
<i>Sujet01</i>	-0,4814	0,5682	-0,1464	0,0362	0,2425	-0,1318
<i>Sujet02</i>	0,2078	0,3167	-0,2746	-0,0404	0,2144	0,0341
<i>Sujet03</i>	-0,3034	-0,3388	0,0175	0,4670	0,0609	-0,2273
<i>Sujet04</i>	0,2740	2,7371	-0,4840	-0,0331	0,2071	-0,7417
<i>Sujet05</i>	-0,6684	0,0924	-0,4987	-0,2187	0,5045	0,1021
<i>Sujet06</i>	0,1098	0,2135	0,0096	0,0306	0,0281	-0,0093
<i>Sujet07</i>	0,0977	-0,0556	0,0697	0,1782	-0,0093	-0,0368
<i>Sujet08</i>	0,0378	0,0391	0,0617	0,0650	0,0075	0,0057
<i>Sujet09</i>	0,0134	0,4275	-0,3433	-0,4599	0,2569	0,2351
<i>Sujet10</i>	-0,5810	0,4521	-0,1618	-1,2148	0,2870	0,7168
<i>Sujet11</i>	-0,8042	-0,1182	0,2893	0,5642	0,0059	-0,2624
<i>Sujet12</i>	-0,4662	-0,7513	0,1456	0,3668	0,0026	-0,0513
<i>Sujet13</i>	-0,4664	-0,7450	-0,0629	0,7077	0,1406	-0,2607
<i>Sujet14</i>	-0,6818	-0,8391	0,5324	0,4283	-0,1467	-0,0671

Annexe D : Masses obtenues par application de la méthode Jensen à nos sujets

Les masses obtenues par application de la méthode d'estimation des paramètres anthropométriques de Jensen [1978] à nos sujets sont présentées table D.1, D.2 et D.3 pour les masses de la tête, du cou et du tronc, des segments des membres supérieurs puis de ceux des membres inférieurs, respectivement.

Table D.1 – Masse des segments tête, cou, tronc supérieur et tronc inférieur selon la méthode Jensen [1978]

Sujet	Tête¹	Cou¹	Tronc supérieur¹	Tronc inférieur¹
<i>Sujet01</i>	4,128	2,356	10,053	23,614
<i>Sujet02</i>	4,257	1,762	8,343	15,047
<i>Sujet03</i>	3,486	1,286	7,004	15,505
<i>Sujet04</i>	3,317	1,115	11,425	13,550
<i>Sujet05</i>	4,060	1,587	8,786	17,788
<i>Sujet06</i>	4,067	1,718	5,858	15,478
<i>Sujet07</i>	4,593	1,649	11,195	20,707
<i>Sujet08</i>	3,958	2,258	10,083	14,283
<i>Sujet09</i>	4,192	2,177	10,980	21,291
<i>Sujet10</i>	5,186	2,090	10,396	21,445
<i>Sujet11</i>	3,770	2,112	10,158	19,161
<i>Sujet12</i>	4,507	1,875	7,476	23,763
<i>Sujet13</i>	4,414	1,957	10,703	18,087
<i>Sujet14</i>	3,152	1,073	8,091	10,700
<i>Sujet15</i>	3,605	1,935	8,811	17,526

¹ : Masses exprimées en kg.

Table D.2 – Masse des segments des membres supérieurs selon la méthode Jensen [1978]

Sujet	Bras ¹		Avant-bras ¹		Main ¹	
	droit	gauche	droit	gauche	droite	gauche
<i>Sujet01</i>	2,076	1,722	1,428	1,310	0,579	0,540
<i>Sujet02</i>	1,918	1,786	1,080	0,929	0,521	0,488
<i>Sujet03</i>	1,615	1,670	0,837	0,913	0,450	0,417
<i>Sujet04</i>	1,935	1,982	1,155	0,942	0,520	0,557
<i>Sujet05</i>	1,875	1,952	1,016	1,104	0,524	0,680
<i>Sujet06</i>	2,022	1,949	0,961	0,964	0,551	0,570
<i>Sujet07</i>	2,741	2,507	1,622	1,492	0,721	0,662
<i>Sujet08</i>	2,119	1,890	1,122	1,072	0,587	0,600
<i>Sujet09</i>	2,699	2,455	1,394	1,286	0,761	0,809
<i>Sujet10</i>	2,390	2,479	1,457	1,336	0,709	0,679
<i>Sujet11</i>	2,167	2,296	1,291	1,456	0,692	0,627
<i>Sujet12</i>	2,176	2,157	1,232	1,234	0,654	0,664
<i>Sujet13</i>	2,459	2,150	1,514	1,379	0,703	0,640
<i>Sujet14</i>	1,559	1,499	0,887	0,832	0,466	0,427
<i>Sujet15</i>	2,260	1,973	1,304	1,196	0,688	0,568

¹ : Masses exprimées en kg.

Table D.3 – Masse des segments des membres inférieurs selon la méthode Jensen [1978]

Sujet	Cuisse ¹		Jambe ¹		Pied ¹	
	droite	gauche	droite	gauche	droite	gauche
<i>Sujet01</i>	9,205	9,102	3,372	3,173	1,177	1,257
<i>Sujet02</i>	7,935	7,448	2,657	2,797	0,896	0,942
<i>Sujet03</i>	8,151	8,510	2,868	2,933	0,706	0,789
<i>Sujet04</i>	11,165	11,124	2,997	3,004	0,834	0,924
<i>Sujet05</i>	8,902	9,725	3,261	3,485	0,838	1,144
<i>Sujet06</i>	9,042	8,846	2,589	2,618	1,161	1,102
<i>Sujet07</i>	11,744	11,560	4,247	4,380	1,218	1,315
<i>Sujet08</i>	10,491	10,169	2,899	3,047	1,022	0,943
<i>Sujet09</i>	10,783	10,411	3,208	3,451	1,367	1,122
<i>Sujet10</i>	12,342	11,121	3,684	3,669	1,463	1,437
<i>Sujet11</i>	9,297	9,383	3,569	3,495	1,382	1,335
<i>Sujet12</i>	11,032	10,772	3,131	3,073	1,326	1,473
<i>Sujet13</i>	8,998	8,598	3,405	3,336	1,145	0,930
<i>Sujet14</i>	8,075	7,422	2,830	2,810	0,698	0,864
<i>Sujet15</i>	10,291	9,480	3,918	3,781	1,366	1,360

¹ : Masses exprimées en kg.

Annexe E : Traitement des données acquises

Cette annexe présente les traitements réalisés sur les données expérimentales afin de permettre leur utilisation dans le but de déterminer les masses des segments constituant notre modèle biomécanique du corps humain. Elle présente le traitement complet des données issues de l'acquisition « abduction épaule droite » d'un de nos sujets.

Dans cette annexe sont présentés les signaux bruts utilisés ainsi que les résultats de leurs traitements. Ces signaux comprennent les enregistrements issus des plates-formes de forces et les données cinématiques. Les traitements présentés concernent les filtrages et dérivations rendus nécessaires par les méthodes de détermination des masses segmentaires décrites dans le manuscrit.

E.1 Position des centres de masses :

Cette section expose les graphes issus des calculs de position, selon les trois coordonnées de l'espace, des centres de masses segmentaires (sections II.1.4 et II.1.6). Les graphes présentés ci-dessous ont été réalisés à partir de données brutes. L'utilisation des données brutes est justifiée par les résultats d'une étude antérieure présentant de très faibles différences entre les coordonnées des centres de masse lors des fenêtres statiques telles que calculées avec nos méthodes (section II.2.3). Ces différences valaient au maximum 0,1 mm et étaient obtenues par différences des valeurs brutes et des valeurs filtrées à l'aide d'un filtre de type butterworth double passe pour des fréquences de coupure de 4, 6 et 8 Hz.

Les figures E.1 à E.3 présentent les positions selon les trois coordonnées de l'espace des marqueurs techniques et l'estimation de la position du centre de masse du segment bras en fonction du temps et pour un mouvement d'abduction de l'épaule droite.

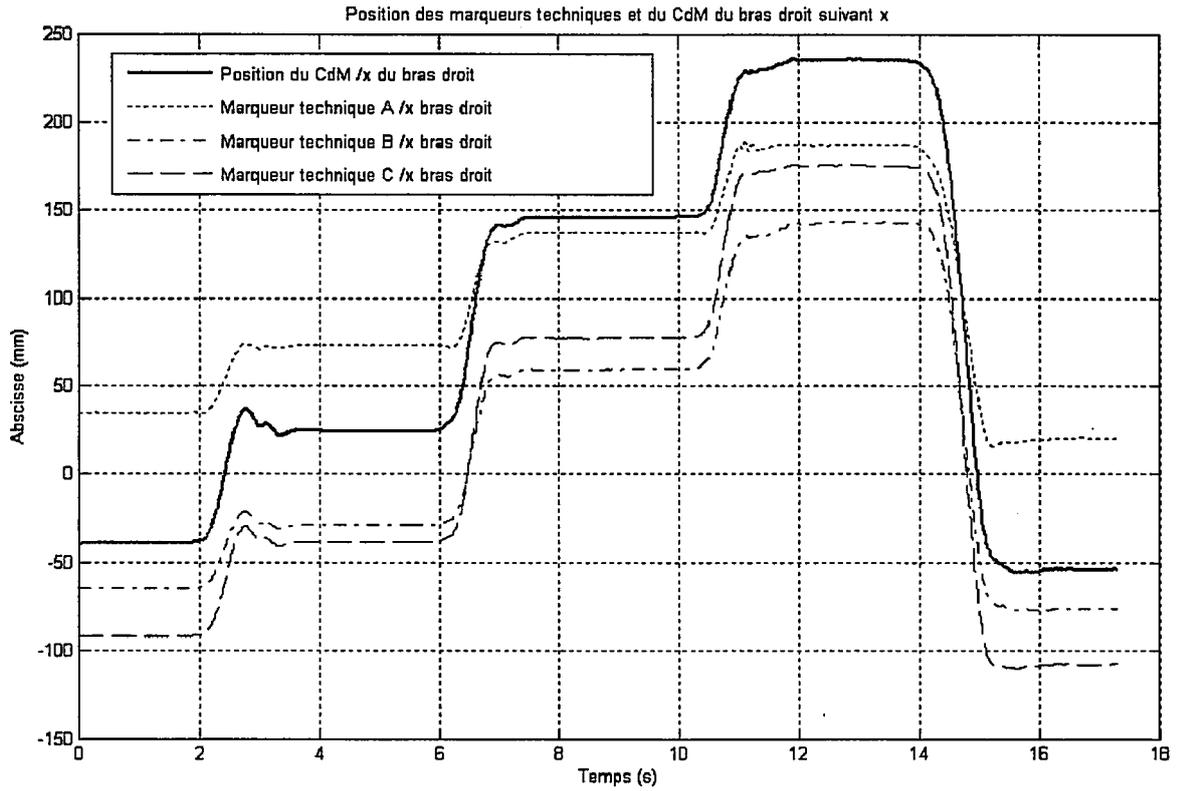


Figure E.1 – Abscisses du centre de masse du bras et de ces marqueurs techniques

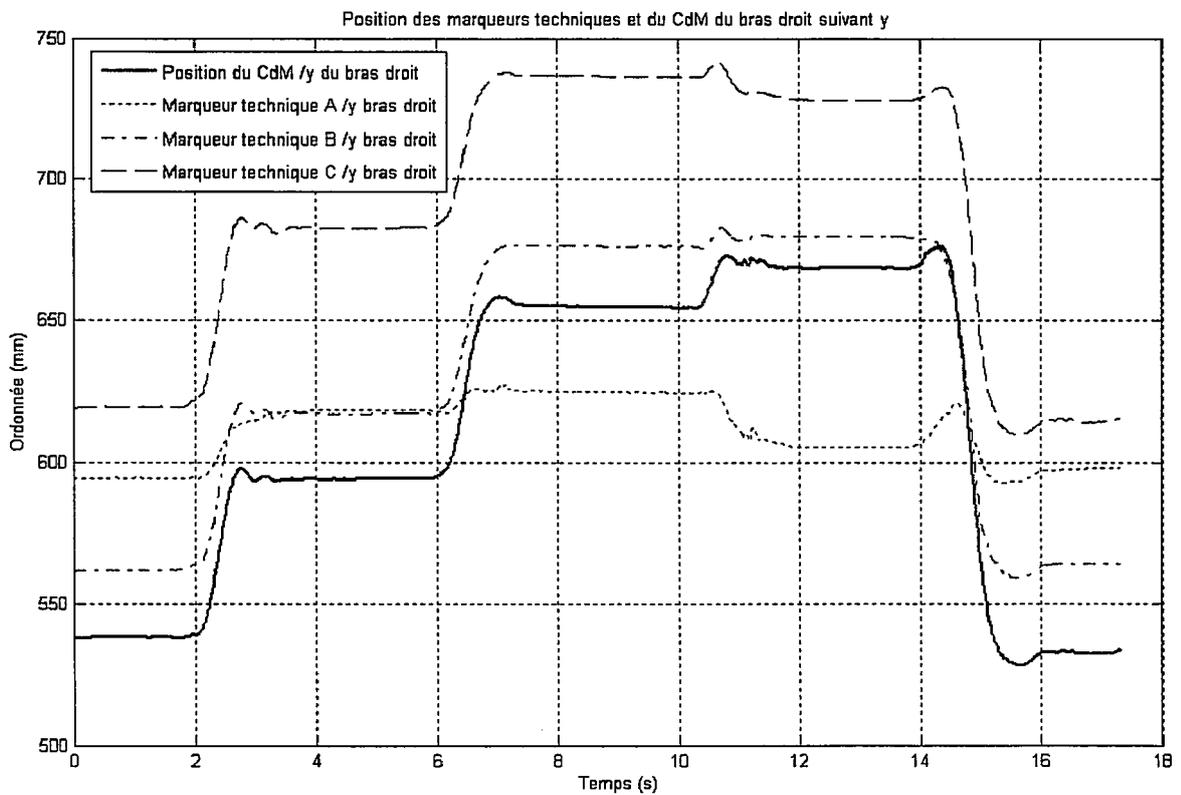


Figure E.2 – Ordonnées du centre de masse du bras et de ces marqueurs techniques

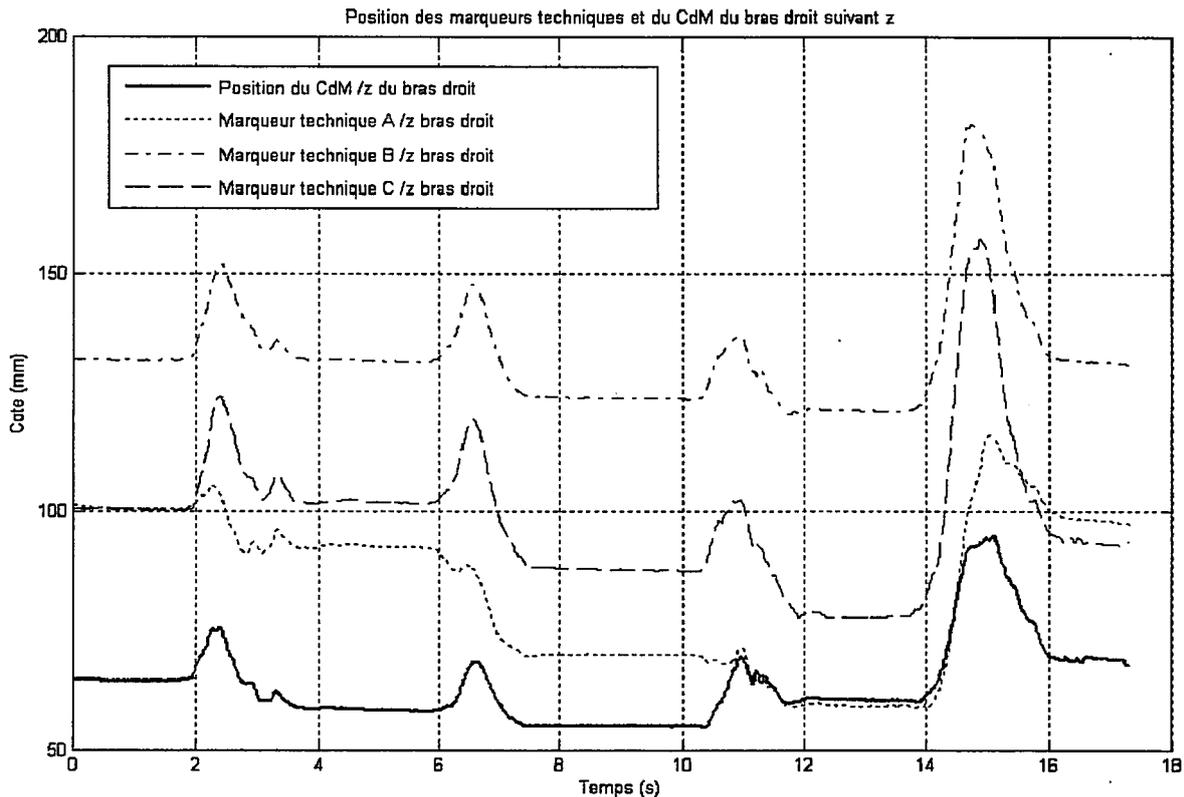


Figure E.3 – Cotes du centre de masse du bras et de ces marqueurs techniques

E.2 Position du centre de pression :

Les coordonnées du centre de pression du sujet ont été calculées de la manière exposée (section II.2.1). Le critère d'arrêt étant basé sur la vitesse de déplacement du centre de pression, il a été nécessaire de filtrer les données issues des plates-formes. Le filtre utilisé pour traiter ces données consiste en l'application d'une fonction de transfert de type

$H(p) = \frac{1}{0,01 \cdot p^2 + 0,2 \cdot p + 1}$ au signal enregistré (section II.2.3.1.1), le principe de ce filtrage

est illustré figure E.4.

Les données concernant les coordonnées du centre de pression, filtrées et non filtrées, sont représentées figure E.4 et E.5 pour les abscisses et les ordonnées, respectivement.

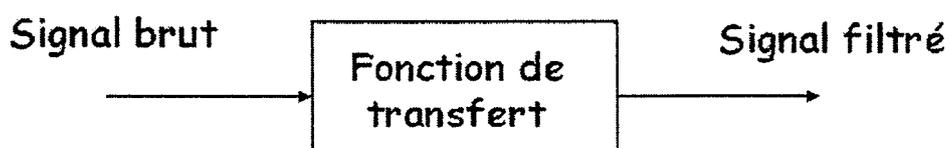


Figure E.4 – Principe de filtrage des signaux issus des plates formes de force

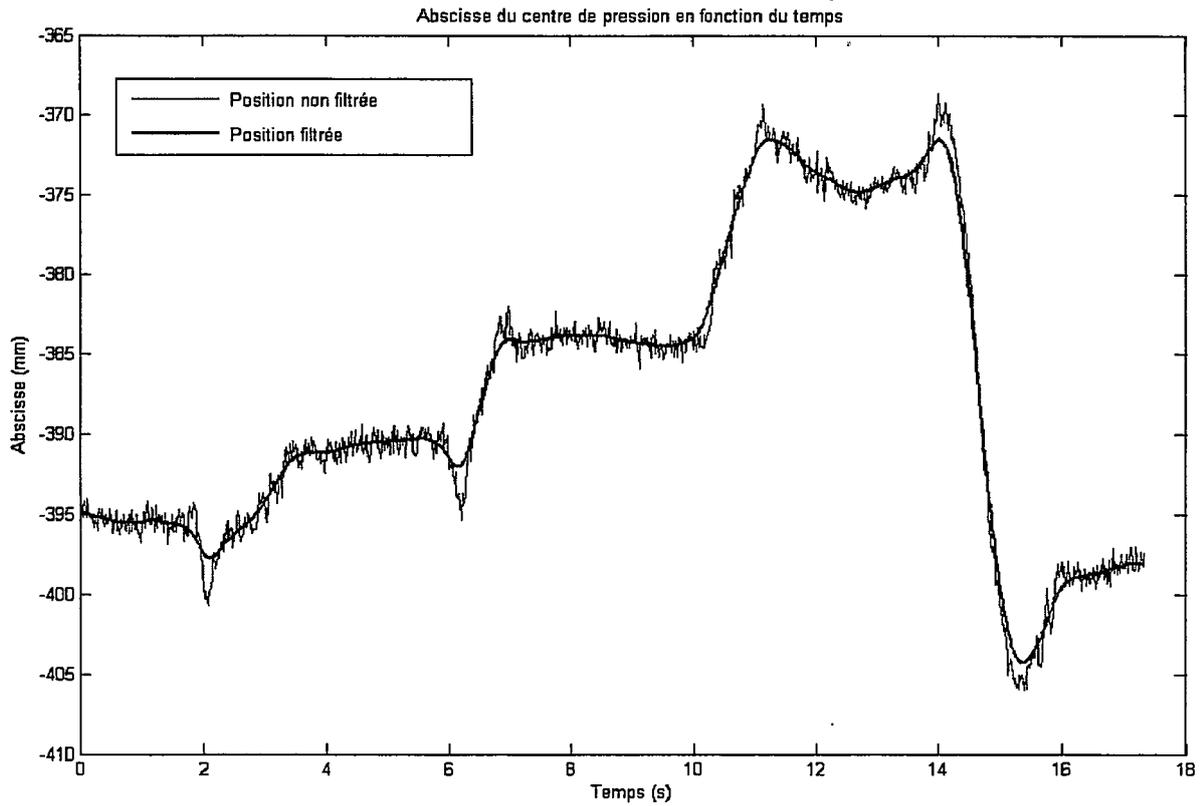


Figure E.5 – Abscisse du centre de pression filtrée et non filtrée

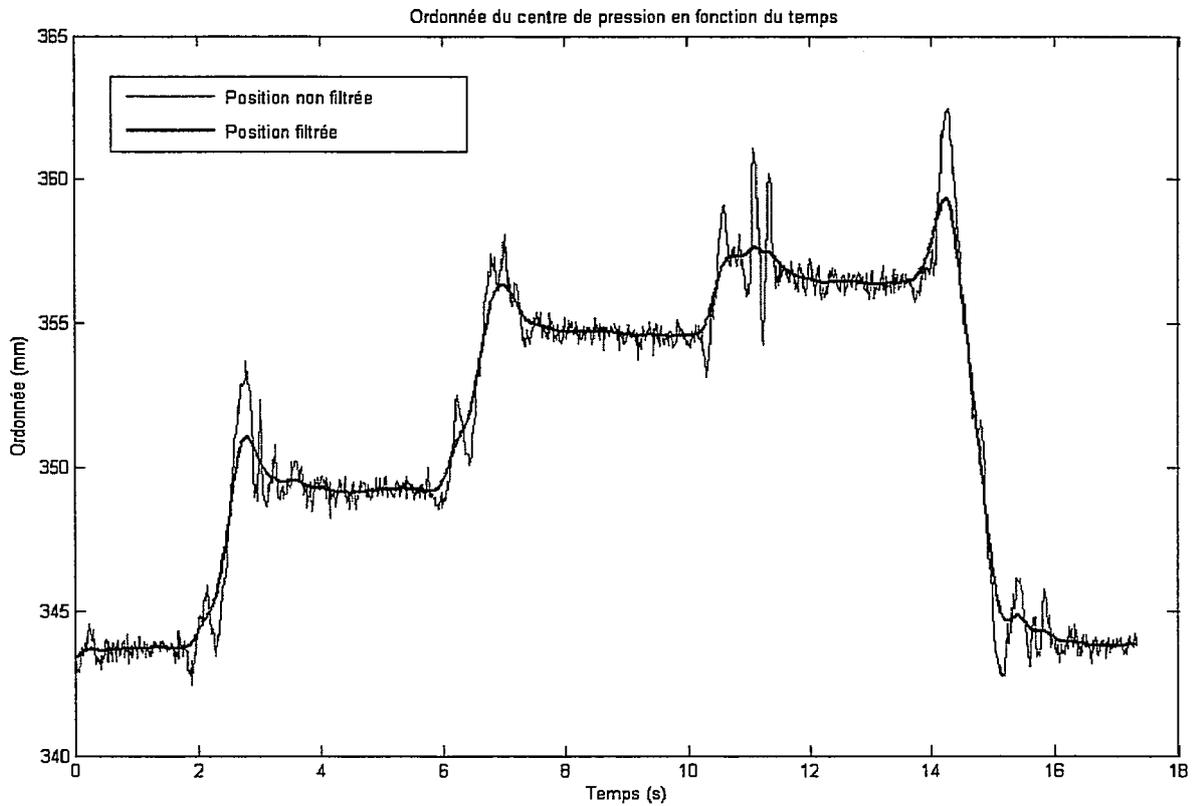


Figure E.6 – Ordonnée du centre de pression filtrée et non filtrée

E.3 Vitesse du centre de pression :

Les vitesses du centre de pression ont été calculées d'après la méthode suivante :

$$V_x(t) = \frac{x_{t+1} - x_{t-1}}{2\Delta t} \quad (\text{E.1})$$

$$V_y(t) = \frac{y_{t+1} - y_{t-1}}{2\Delta t} \quad (\text{E.2})$$

avec $V_i(t)$ la vitesse suivant l'axe i à l'instant t , Δt la période d'échantillonnage et x et y les abscisse et ordonnée, respectivement, du centre de pression.

La vitesse au premier, respectivement dernier, instant est prise égale à la suivante, respectivement précédente.

Ces vitesses ont ensuite été filtrées en utilisant la fonction de transfert $H(p) = \frac{1}{0,1 \cdot p + 1}$ afin de servir de critère pour la détermination des fenêtres statiques (section II.2.3.1). Le filtrage de ces vitesses est illustré figures E.7 et E.8 avec les seuils de vitesse déterminés.

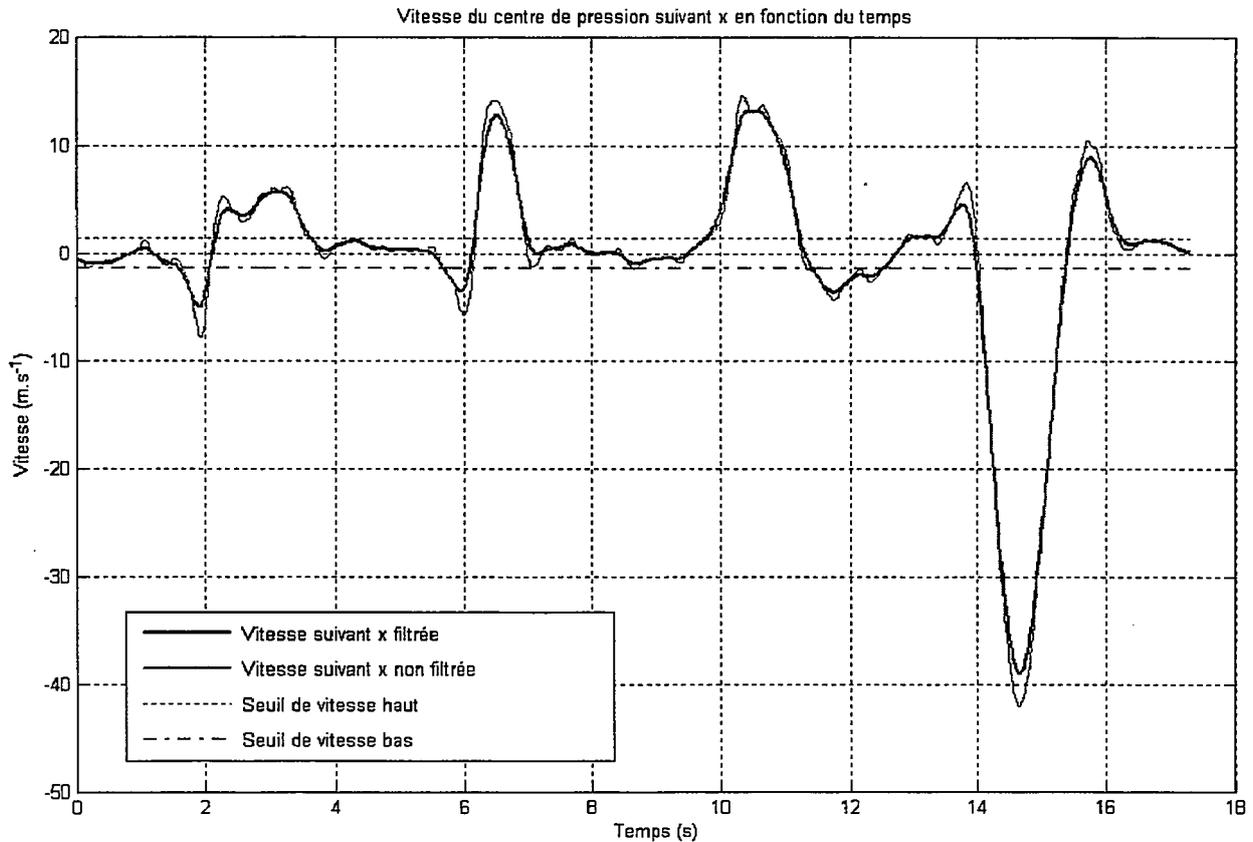


Figure E.7 – Vitesse suivant x du centre de pression filtrée et non filtrée et seuils de vitesse

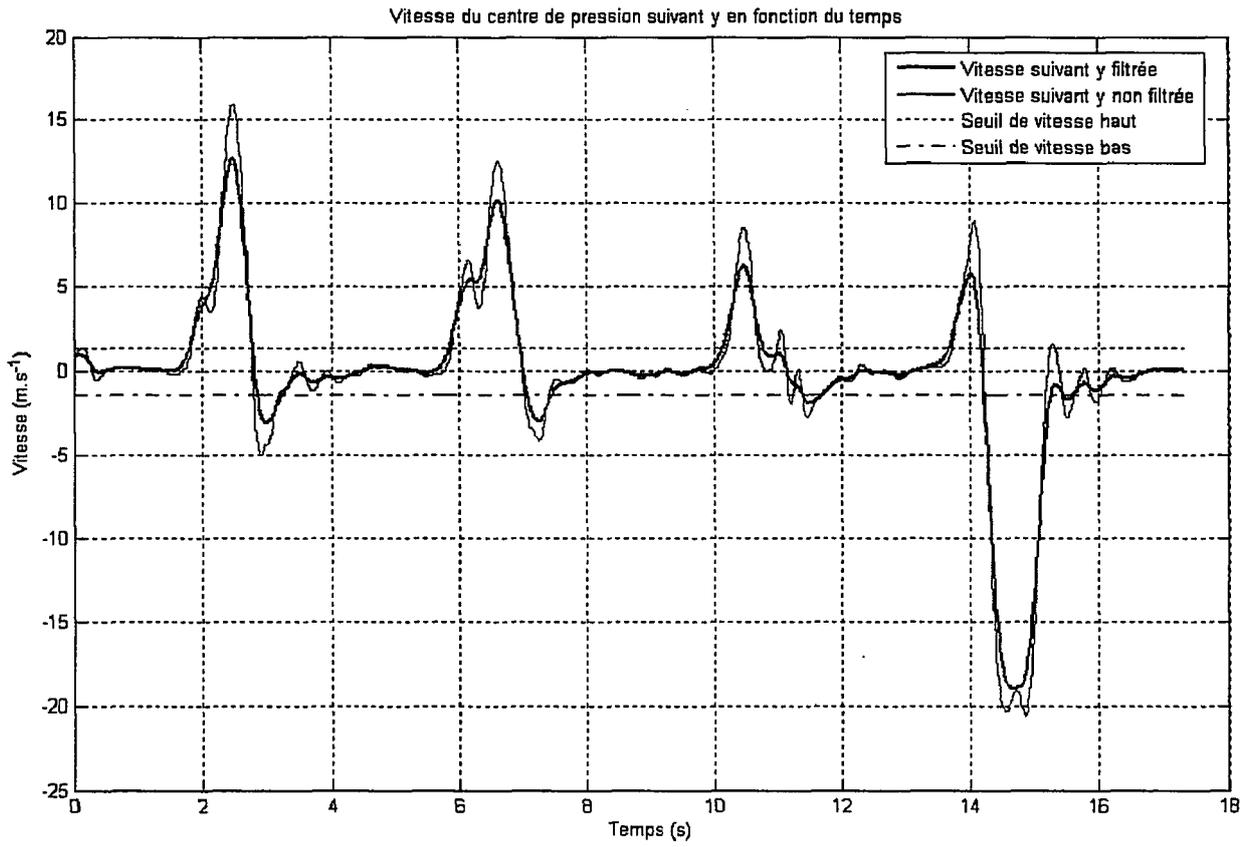


Figure E.8 – Vitesse suivant y du centre de pression filtrée et non filtrée et seuils de vitesse

Annexe F : Bibliographie personnelle

Les références présentées ci-dessous sont celles de résumés d'autres travaux portant sur l'anthropométrie et ayant été sélectionnés lors de conférences.

[**Leboucher et al., 2006**] Leboucher, Julien, Mélyny Hars, Antonio Pinti, Geneviève A Dumas (2006). Inertial and geometrical segment parameters for female elite gymnasts. In *Human movement science*, IXth International Symposium On The 3D Analysis Of Human Movement, Valenciennes, France.

<http://www.univ-valenciennes.fr/congres/3D2006/Abstracts/148-Leboucher.pdf>

[**Damavandi et al., 2006**] Damavandi, Mohsen, Paul Allard, Franck Barbier, Julien Leboucher, Charles-Hilaire Rivard, Nader Farahpour (2006) Estimation of whole body moment of inertia using self-imposed oscillations. In *Human movement science*, IXth International Symposium On The 3D Analysis Of Human Movement, Valenciennes, France.

<http://www.univ-valenciennes.fr/congres/3D2006/Abstracts/107-Damavandi.pdf>

[**Pinti et al., 2005**] Pinti, Antonio, Jean-Loup Renesson, Julien Leboucher, Geneviève A Dumas, François-Xavier Lepoutre, Georges Poumarat (2005) Inertia parameter calculation using a SYMCAD optical scanner. *Computer Methods in Biomechanics & Biomedical Engineering* 8, suppl. 1, 213-214.

[**Leboucher et al., 2004**] Leboucher, Julien, Geneviève A Dumas, Antonio Pinti (2004). Influence of biomechanical parameters on back pain during pregnancy: a preliminary study. In *Archives of physiology and biochemistry*, 110, 30.

Inertial and geometrical segment parameters for female elite gymnasts

LEBOUCHER J.A.^{1,*}, HARS M.¹, PINTI A.¹, DUMAS G.A.²

¹LAMIH – CNRS UMR 8530
Université de Valenciennes - Le Mont Houy
59313 Valenciennes Cedex 9 – France

²Department of Mechanical Engineering
Queen's university - McLaughlin Hall
K7L 3N6, Kingston, Ontario Canada

*Corresponding author: julien.leboucher@univ-valenciennes.fr

Abstract— Knowledge of body segment parameters is essential in sport movement biomechanical analysis. These parameters, such as segment length, mass, moments of inertia as well as centre of mass location, are usually derived from anthropometric models. A sample of 30 national level female gymnasts was investigated in order to create a database for body segment parameters. Statistical analysis of the data from this group allowed for the designed of a new anthropometric model devoted to elite female gymnasts. Data acquisition was performed using an optical measurement system and some of the parameters were also assessed with direct measurements. Data analysis demonstrated that some segment linear regression modelling was accurate but some other were not pertinent. This study demonstrated homogeneity of a group of female gymnasts. The design of this study could be easily extended to other sport performers.

Keywords – Biomechanics, anthropometrics, body segment parameters, elite female gymnasts, movement analysis

I. INTRODUCTION

Kinematic and kinetic sport movement analysis requires the knowledge of body segment parameters (BSP) [1]. These parameters can either be obtained through direct measurements on the subject using electromechanical, optical, or medical imaging systems [2], or be deduced from more or less sophisticated anthropometric tables or models [1,3-5].

Anthropometric models provide BSP through a quick, convenient, and cost effective way. They indeed only require basic anthropometry equipment such as tape measures and callipers, some of them only needing the knowledge of subject's height and weight. However, creating an anthropometric model demands a BSP database preferably from a given population. So far, most of the samples used to design such tables consisted of old men, military or cadavers. Indeed, race-based models are rare and sport-discipline-based ones are scarce [6]. Consequently great disparities are observed among models, selection of a model relying more often on availability of data or measurement material than

objectivity [7]. Unfortunately such variability in BSPs can adversely affect biomechanical movement analysis, particularly for movement involving important segment accelerations [8-9]. Therefore, selective sampling is of the greatest importance in order to obtain the most accurate dataset for BSPs. Female gymnast movement analyses are concerned by this issue and consequently require a dedicated model [10].

This paper presents a new anthropometric model dedicated to a specific sport population. It was designed using a sample of 30 national level female gymnasts. Geometric and inertia data were obtained with an optical measurement system similar to Jensen's [11] and a semi-automated digitizing and BSP computing software. Data gathered in this study allowed for the creation of a statistical model [12].

II. MATERIAL AND METHODS

A. Population

Thirty Caucasian female gymnasts, having at least a national level experience in artistic gymnastic, took part in this experiment; their demographics are showed in Table 1. They had trained, on average, eighteen hours per week for more than six years. All experimental procedures were conducted with the approval of the University of Valenciennes and written informed consents were obtained from the gymnasts and their parents prior to testing.

TABLE I. DEMOGRAPHICS

Variable (n=30)	Mean	SD	Max	Min
Age (Years)	14.4	3.4	25.0	11.0
Standing height (m)	1.55	0.09	1.69	1.36
Weight (kg)	48.29	11.38	73.00	29.90
BMI [^] (kg/m ²)	19.95	2.88	25.56	16.13

[^]This index was calculated by dividing total body weight (kg) to the squared standing height (m²).

B. Procedure

Gymnasts were measured in a single session during a rest period within their training, in gymnasium area. All gymnasts were measured during their competitive season. Before measurements were taken, each gymnast read and signed the informed consent document, completed demographic and gymnastics career information, and was then photographed. The subject wore her training leotards, all were tight fit. Reflective markers were placed on anatomical landmarks of the subject in order to allow segmentation reproducibility. Simultaneous frontal and lateral photographs of the subjects were taken with Olympus (μ 410, resolution 2272x1704 pixels) digital cameras, using an experimental set up similar to the one described by Jensen [11] and Jensen and Fletcher [13]. Subjects were photographed in a calibrated volume, in an upright position, similar to the anatomical orientation, with the arm pronated and abducted.

After each subject was photographed, she was directed to one of the different stations for the measurement of stature, segment lengths, body mass and hand and forearm volumetry. Measurements were all performed by the same researcher. For body mass measurement, the subject was standing, steady and still, on a weighing scale, with the body weight evenly distributed between her feet. Measurements were taken to the closest 0.1 kg and two consecutive measurements had to coincide within 0.1 kg. For stature measurement, the subject was standing, with her back to the stadiometer, in front of the examiner, heels together, feet slightly externally rotated, arms at the sides and looking straight forward. Segment lengths were measured between two consecutive anatomical landmarks on the right side of the body and bilateral symmetry was assumed. Single measures were recorded for length variables. Measurements were recorded to the nearest 0.1 cm.

Subject's volumetric measurements were performed with a forearm volumeter (Volumeters Unlimited, Phoenix, AZ) measuring displaced water volume of the forearm and hand. Subjects were instructed to lower the arm slowly into the volumeter and to stop when the top of the volumeter came in contact with the stylium or the radiale. Hand water volume was a direct measurement of the water displaced, forearm volume being a derived measurement determined by subtracting the hand water displacement value.

C. Data analysis

The anthropometrical model used in this study consisted of 16 segments (two feet, two shanks, two thighs, two hands, two forearms, two arms, upper trunk, lower trunk, neck and head). Their definition was based on Dempster's [14]. Limb segments were separated from each other using horizontal planes going through the joint centres (ankle, knee, wrist and elbow). The thigh segment was separated from the lower trunk along the inguinal fold in the frontal plane. The upper trunk was separated from the lower trunk by a horizontal plane at the xyphoid process level and from the neck rostral to the collarbones. Arm was separated from the trunk with a vertical plane at the distal end of the collarbone.

TABLE II. REGRESSION EQUATION FOR SEGMENT MASSES (IN G) WITH TOTAL BODY MASS (TBM IN KG) AS A PREDICTOR^b

Segment (n)	b_0 (95% CI)	b_1 (95% CI)	r^2
Arm (28)	66.8 (-168;301)	21.7 (16.9;26.6)	0.765
Forearm (24)	196 (72.9;319)	12.1 (9.43;14.7)	0.805
Hand (30)	152 (106;198)	3.37 (2.44;4.29)	0.664
Thigh (29)	-592 (-1276;91.2)	148 (134;162)	0.946
Shank (30)	58.8 (-272;389)	45.4 (38.7;52.1)	0.874
Upper Trunk (28)	-1167 (-2633;300)	163 (132;193)	0.823
Lower Trunk (30)	-1325 (-4455;1805)	290 (227;354)	0.760
Head (25)	1922 (1275;2570)	33.0 (19.6;46.4)	0.531

^bPrediction equations are in the form: $mass(g) = b_0 + b_1 \times TBM(kg)$

The software horizontally sliced the segments in one-pixel-thick slices. Slices were then modelled as elliptical cylinders; ellipses' axes being slices' length in both views, front and side. According to Jensen's method and using semi-automated software designed at the Université de Valenciennes (France), segments' masses and centre of mass were computed from sagittal and frontal planes photographs.

Body segment parameters computation method relying on the assumption of known segment densities, Drillis and Contini's [15] were used for this study except for the trunk, head and neck segments for which Dempster's [14] were preferred.

D. Statistical analysis

Regression equations were computed using the parameter presenting the greatest correlation coefficient as a predicting variable for the parameter of interest. Consequently segment masses regression had total body mass as explanatory variable; segment lengths regressions were computed using subject's height, and segment's centre of mass position was predicted using corresponding measured segment length. 95% confidence intervals for population estimate were also computed both for the slope (b_1) and the intercept (b_0) of each regression equations. Data were graphically verified and outliers were removed from the sample when data were obviously biased prior to regression equation computations. All statistical analyses were performed with SPSS software version 12.0 (SPSS, Chicago, IL).

TABLE III. REGRESSION EQUATIONS FOR SEGMENT LENGTH (IN CM) WITH HEIGHT (M) AS A PREDICTOR^c

Segment (n)	b_0 (95% CI)	b_1 (95% CI)	r^2
Arm (30)	-4.75 (-12.1;2.55)	21.2 (16.4;25.9)	0.751
Forearm (30)	-2.64 (-10.4;5.09)	16.0 (11.0;21.0)	0.607
Hand (30)	-3.11 (-9.15;2.94)	14.0 (10.1;17.9)	0.657
Thigh (30)	2.53 (-13.5;18.6)	18.8 (8.46;29.2)	0.330
Shank (30)	2.68 (-7.77;13.1)	22.4 (15.6;29.1)	0.623
Foot (30)	1.33 (-3.36;6.02)	32.0 (1.62;62.3)	0.143
Upper Trunk (30)	-3.45 (-15.2;8.35)	17.0 (9.41;24.7)	0.428
Lower Trunk (30)	-6.14 (-22.4;10.1)	28.4 (1.79;3.89)	0.524
Head+Neck (30)	10.5 (3.07;17.9)	6.82 (2.04;11.6)	0.234

^cPrediction equations are in the form: $dist(cm) = b_0 + b_1 \times height(m)$

III. RESULTS

Measured segment lengths and computed data (mass and centre of mass location) means and 95% confidence interval for the population means are shown in Figure 1 for mass and centre of mass location, respectively.

Table 2 shows the coefficients for segment mass regressions as well as their confidence intervals and r^2 for each of the segments of interest. Foot mass regression equation was not computed because of biased data, neither was neck mass because of obviously overestimated segment volumes.

Segment lengths data are displayed in Table 3, head and neck length are shown as only one because they were measured as such.

For centre of mass location, hand and foot data were not shown due to obviously biased volume computations, preventing us from computing an accurate location. Results for the other segments are shown in Table 4.

IV. DISCUSSION

These data acquired from a sample of elite female gymnasts permitted the creation of a partial model for estimation of

body segment parameters for this population. However, potential users should be aware of the present study's limitations. These data are population specific; it is consequently advised to use them on appropriate subjects only, i.e. elite female gymnasts. This sample included 30 subjects and was not tested for accuracy on other gymnasts. Finally, means should be preferred to regression equations presenting a coefficient of determination lower than 0.600 between parameter of interest and anthropometrics. Segment centre of mass location using regression equations should only be used for thigh and shank segments. Segment length estimation using regression equations are reliable for half of the segments investigated, i.e. whole upper limb and shank segments.

Concerning segment masses presented here, only the head segment equation use is not recommended.

Neck and foot mass, as well as neck, foot and hand centre of mass locations were not investigated here due to lack of reliable data obtained with the semi-automated digitizing and BSP computing software.

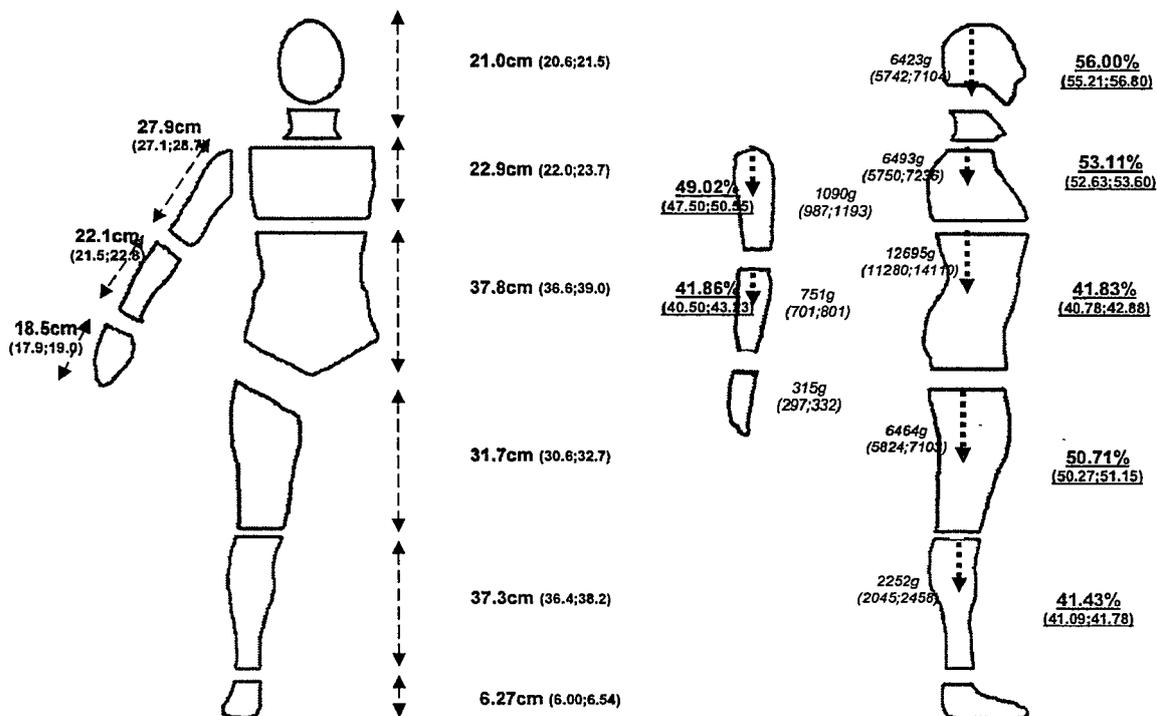


Figure 1. Mean segment length, mass, and centre of mass location (95% CI)

TABLE IV. REGRESSION EQUATIONS FOR SEGMENT CENTRE OF MASS DISTANCE FROM PROXIMAL JOINT CENTER (IN CM) WITH SEGMENT LENGTH (M) AS A PREDICTOR*

Segment (n)	b_0 (95% CI)	b_1 (95% CI)	r^2
Arm (28)	0.472 (-4.63;5.58)	44.3 (26.0;62.6)	0.488
Forearm (23)	0.733 (-3.38;4.85)	35.0 (16.3;53.7)	0.420
Thigh (29)	6.57 (1.74;11.4)	51.6 (36.2;67.0)	0.637
Shank (30)	1.41 (-1.56;4.38)	34.6 (0.266;42.5)	0.739
Upper Trunk (28)	1.69 (-3.33;6.71)	30.2 (8.32;52.1)	0.236
Lower Trunk (30)	2.99 (-2.18;8.16)	33.2 (19.6;46.9)	0.472
Head (25)	5.43 (1.03;9.82)	18.6 (-2.42;39.6)	0.127

*Prediction equations are in the form: $dist(cm) = b_0 + b_1 \times segmentLength(m)$

III. CONCLUSION

A reliable model, for both kinematics and kinetics applications, was computed from the data obtained in this study. Even though our model is not predicting all parameters for all segments, i.e. for neck segment, it is the only one, to our knowledge, that has been designed for female elite gymnasts. Certain segments data did not allow for reliable modelling and the results were excluded from this paper and should consequently be investigated further. Feet volume assessment, for instance, should be performed in order to improve the dataset. For data showing a coefficient of determination lower than 0.600, means provided in this paper should be preferred to regression equations until stronger relationships are found. Consequently, methods used for this study proved to be both quick and inexpensive and could therefore be extended to other specific populations, as other elite sportsmen or disabled persons, or even used for individuals.

Acknowledgment

Authors would like to thank subjects for their kind participation in this study as well as their coaches for allowing measurements to be performed. Marc Allain is also acknowledged for his work programming the semi-automated digitization software.

References

- [1] D. A. Winter, "Anthropometry", in Biomechanics and motor control of human movement, third edition, Wiley-Interscience, New York, 2005.
- [2] D. J. Pearsall, J. G. Reid, "The study of human body segment parameters in biomechanics - An historical review and current status report" Sport Med., vol. 18 (2), pp. 126-140, 1994.
- [3] H. A. Hatze, "A mathematical model for the computational determination of parameter values of anthropomorphic segments", Journal of Biomechanics, vol. 13, pp. 833-843, 1980.
- [4] V. Zatsiorsky, V. Seluyanov, L. Chugunova, "In vivo body segment inertial parameters determination using a gamma-scanner method", in Biomechanics of human movement: application in rehabilitation, sports and ergonomics, N. Berme and A. Cappozzo, Eds. Worthington: Bertec Corporation, 1990, pp. 186-202.
- [5] P. de Leva, "Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters", Journal of Biomechanics, vol. 29, pp. 1223-1230, 1996.
- [6] T. R. Ackland, A. B. Schreiner, D. A. Kerr, "Absolute size and proportionality characteristics of world championship female basketball player", Journal of sport science, vol. 15, pp. 485-490, 1997.
- [7] M. Begon, P. Lacouture, "Modélisation anthropométrique pour une analyse mécanique du geste sportif partie 1: modèles leurs caractéristiques et leur validation" Science & Motricité, vol. 54, pp. 11-33, 2005.
- [8] G. Rao, D. Amarantini, E. Berton, D. Favier, "Influence of body segment's parameters estimation models on inverse dynamics solutions during gait", Journal of Biomechanics, in press, 2006.
- [9] D. J. Pearsall, P. A. Costigan, "The effect of segment parameter in error on gait analysis results", Gait and Posture, vol. 9, pp. 173-183, 1999.
- [10] V. A. Bricout, "Effects of gymnastics on growth and pubertal maturation in young girls", Science et Sport, vol. 18, pp. 65-73, 2003.
- [11] R. K. Jensen, "Estimation of the biomechanical properties of three body types using photogrammetric method", Journal of Biomechanics, vol. 11, pp. 349-358, 1978.
- [12] H. You, T. Ryu, "Development of a hierarchical estimation method for anthropometric variables", International Journal of Industrial Ergonomics, vol. 35, pp. 331-343, 2005.
- [13] R. K. Jensen, P. Fletcher, "Body segment moments of inertia of the elderly", Journal of Applied Biomechanics, vol. 9, pp. 287-305, 1993.
- [14] W. T. Dempster, "Space requirements of the seated operator", WADC Technical Report (TR-55-159), Wright-Patterson Air Force Base, OH, 1955.
- [15] R. Drillis, R. Contini, "Body segment parameters", PB 174 945, technical report 1166.03, New-York, School of engineering and science, 1966

Estimation of Whole Body Moment of Inertia Using Self-imposed Oscillations

Mohsen Damavandi ^{a,b}, Paul Allard ^a, Franck Barbier ^c, Julien Leboucher ^c, Charles-Hilaire Rivard ^a, and Nader Farahpour ^a

^aLaboratoire d'Étude du Mouvement, Sainte-Justine Hospital, University of Montreal, Montreal, Canada

^bUniversity of Sabzevar Teacher Training, Department of Physical Education, Sabzevar, Iran

^cUniversity of Valenciennes, Le Mont Houy, Valenciennes, France

Mohsen.Damavandi@umontreal.ca

Abstract— Able-bodied segment moment of inertia (MOI) can be determined from anthropometric tables and different models. These methods cannot be used for special populations such as obese subjects, elderly individuals, etc. The objectives of this study are to estimate the personalized in vivo moment of inertia of the whole body using three-dimensional (3-D) inverse dynamic and angular momentum approaches and compare their results to five other methods (Hanavan's model, photogrammetry, two anthropometric tables, and inverse pendulum) tested in seven individuals. With respect to the modified Zatsiorsky method, the inverse dynamic approach values were within 3.7% of those along the all principal axes while the other four methods were off by 3.4%. The angular momentum method values were within 2.0% of the modified Zatsiorsky method for all three axes of rotation. It appears that the proposed methods could be applied to estimate the personalized in vivo moment of inertia of people with different body morphology.

Keyword- Moment of inertia, inverse pendulum model, inverse dynamic, angular momentum, photogrammetry

I. INTRODUCTION

Body segment moment of inertia values are required to estimate the joint muscle moments during clinical evaluations, sport activities, ergonomic tasks, etc. to identify the underlying mechanical determinants that facilitate or compromise mobility. Most often these values are estimated from anthropometric tables obtained from cadaver populations. They do not represent accurately the majority of the adolescent population or the non-abled individuals. Data from children could not be used to estimate those in a developing spinal deformity.

The segments MOI can be determined by various non-clinical techniques. The pendulum technique (direct and inverted) has been used to calculate the moment of inertia in cadavers and applied by Brenière [2]. This method required the calculation of a constant that included the mass, the moment of inertia of the whole body and the distance of the COM to the ground. Though the moments of inertia can be calculated in the antero-posterior and transverse axes, the model does not permit its estimation along the vertical axis. A more comprehensive clinical method to estimate the personalized 3-D mass moment of inertia is needed. Moiré techniques and other video-based surface topography methods are used for measuring body surfaces as well as the changes when subjected to deformation,

stress, etc. These are particularly suited for back surface measurements, especially for spinal deformity. They meanwhile provide only a rough estimate of the moment of inertia of the trunk because of the uncertainty in the physiological parameters (density values for bones, muscles and other soft tissues). Other methods such computerized axia tomography are relatively accurate to estimate the moment of inertia but can not be considered since they are costly, time-consuming and invasive for a regular clinical follow-up.

The objectives of this study were to estimate the personalized in vivo moment of inertia of the whole body using three-dimensional (3-D) inverse dynamic and angular momentum approaches and compare their results to five other methods (Hanavan's model [5], photogrammetry [6], two anthropometric tables [3], [4], inverse pendulum [2]) tested in seven individuals. Fig.1 shows the three-dimensional inverted pendulum model [1].

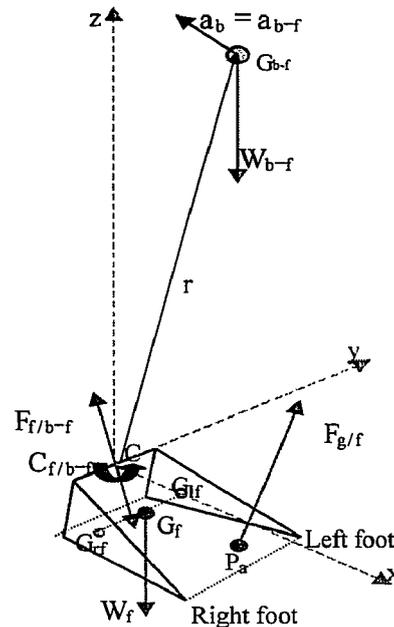


Figure 1. Inverse pendulum representation of the COM of the human body oscillating about a point lying midway between the ankles (Barbier, 2003)

II. THREE- DIMENSIONAL INVERTED PENDULUM MODEL OF THE COM

The proposed method consists of tracking body segments during self-imposed rotations about the ankles by means of a high resolution video-based system of six cameras and force-plate data. Two analytical avenues are to be explored. The first one deals with equations of motion and calls for a 3-D inverse dynamic model to describe the self-imposed oscillations of an inverse pendulum. The second avenue applies the 3-D angular momentum equations to the body segments estimated from video data and the angular impulse calculated from the force-plate data.

Our 3-D inverse dynamic pendulum model was used to estimate the trajectory of the COM (Barbier et al., 2003). In this paper we have shown that the body moves as a rigid body during both quiet standing posture and self-imposed oscillations. Using this model, it is possible to estimate the moment of inertia of the body (excluding the feet) when the subject oscillates about the ankles. Normally, the muscle moments and the joint reaction forces are normally the unknown values in an inverse dynamic calculation. But by substitution, the muscle moments can be eliminated and another parameter can be chosen as an unknown, the moment of inertia in this case. These are articulated at point C representing the center of rotation at the ankle level shown in Fig. 1. It is located at the midpoint between the two malleoli. The position of point C in the summation of moments does not affect the COM excursion since the moment transfer terms will be taken in the summation of moments of the COM of the body less the feet. Consequently, setting the origin between the ankles does not exclude conditions involving individuals who usually do not stand with 50% of their weight on each foot. Euler's equation of motion is applied to the fixed foot segment to estimate the ankle moment at point C

$$C_{b-ft} + M_{Fg/b} + M_{wf} = 0 \quad (1)$$

where C_{b-ft} , $M_{Fg/b}$, and M_{wf} are the ankle muscle moments, reaction force moments, and weight of the feet moment, respectively. By rearranging (1), the ankle muscle moments can be expressed as

$$C_{b-ft} = -M_{Fg/b} - M_{wf} \quad (2)$$

Afterwards, body moments except feet are taken at the ankle.

$$C_{fb-t} + M_{wf-t} = I \alpha \quad (3)$$

where M_{wf-t} , I and α are weight body less the feet moment, moment of inertia tensor, and angular acceleration of the body less the feet, respectively. Since $C_{b-ft} = -C_{fb-t}$ and combining the above equations the unknown muscle moment is eliminated.

$$M_{Fg/b} + M_{wf} + M_{wf-t} = I \alpha \quad (4)$$

In (4), all the parameters are known except I . The reaction forces are obtained from force-plate data; the weight of the feet is determined from the weight of the body using conventional anthropometric tables; body weight is obtained by weighing and the lever arms are given by markers located on the feet and body measured by an six cameras video-based kinematics system and anthropometric tables.

The second model based on the three dimensional inverse pendulum model calls for the angular momentum equation. The first step is to calculate the whole body COM linear velocity vector (v). Since the distance between the origin and the COM of the body less the feet is assumed to be constant and of length r , and mass of the body less the feet (m) is calculated by anthropometric tables [4], the angular momentum of the whole body less the feet about the ankle (H_o) is calculated by

$$H_o = r * (m * v) \quad (5)$$

since

$$H_o = I_o * \omega \quad (6)$$

where ω is the angular velocity of the whole body COM, and I_o is the whole body less the feet MOI about the ankle.

III. METHODS

Seven able-bodied male subjects participated in the experiments. Their average age and weight were 32.29 ± 5.25 years and 85.81 ± 10.79 kg, respectively. Their height was 1.80 ± 0.06 m. Subjects had no previous orthopedic ailment or neurological disorders that could affect his standing posture and the three self-imposed oscillations.

Seven methods were applied to estimate the moment of inertia of the whole body. These were 1) the truncated cone model (Hanavan, 1964), 2) photogrammetry method [6], 3) cadaver (Dempster, 1955) and 4) generalized in-vivo anthropometry (de Leva, 1996), 5) personalized in-vivo model (Brenière, 1996), 6) inverse dynamic, and 7) angular momentum procedures.

Hanavan's model (1964) is the often used method to estimate body segments inertias in three-dimensions. Twenty-five anthropometric measurements of the subjects are needed to estimate the mass moment of inertia of each body segment. The photogrammetric method is based on the assumptions that the body is composed of elliptical zones of two centimeters in width and that the segments densities are known. The dimensions of the zones were obtained by digitizing photographic records taken simultaneously from the lateral and frontal views of the subjects.

Anthropometric tables derived from cadaver studies and in-vivo investigations have been applied widely to estimate the segments moment of inertia. In the study, the subjects' whole body MOI about the center of mass was estimated using data from Dempster (1955) and de Leva (1996).

Brenière's method [2] provides personalized in-vivo inertial parameters. To obtain them, the subjects were asked to oscillate back and forth about their ankles in the antero-posterior (AP) and medio-lateral (ML) axes respectively. For each type of oscillations a constant that includes the moment of inertia was calculated. This method can not be applied for the vertical axis.

The proposed inverse dynamic and angular momentum methods give also personalized in-vivo inertias but for each axis. The subjects were fitted with eight 2.5-cm markers to define the feet and whole body COM. The COM of the feet was estimated by putting four reflective markers at the right and the left fifth metatarsophalangeal joints and both lateral malleoli. The vertical position of the COM in upright standing was calculated by the reaction board method. The AP and ML positions of the whole body COM were measured by the force plate. The subject stands at about the center of the force plate in quiet standing position, while the feet were parallel to each other with a distance of 100 mm from the center of the force plate. The mean value of the COP coordinates was considered as the position of whole body COM with respect to the center of the force plate. Then, four reflective markers were put over the trunk at the height of the COM aligned to it on front, back and both sides of the trunk. These markers were used for tracking the COM of the whole body during different trials.

Six video cameras were located around the force plate at a distance of about 3 m from its center. During an acquisition, video and force plate data were collected simultaneously at 60 Hz for a of 20-second period. Afterwards, video and force plate data were filtered with a fourth-order zero-phase lag Butterworth filter having a cutoff frequency of 6 Hz to reduce the noise.

The subject was evaluated for three experimental conditions. The first was a self-imposed AP oscillation of about 15 degrees corresponding approximately 10 cm for 20s followed by a self-imposed ML oscillation performed in the same range of the AP oscillations. The third experiment was a rotation of 20° about the vertical axis of the body. There were five trials for each condition and the mean value was used to calculate MOI. Particular care was given that the trunk and lower limbs oscillate in unison to avoid double-pendulum motions where the hips and shoulders move in opposite directions. Equation (4) and (6) were applied to estimate the moment of inertia of the whole body less the feet with respect to the ankle and then transposed to the body COM using the parallel axis theorem.

IV. RESULTS

Table I represents the estimated MOI of the subjects for the seven methods applied in the study. The moment of inertia average value about AP axis at the whole body COM was $14.85 \pm 2.16 \text{ kg.m}^2$. The lowest value was estimated by the angular momentum method ($14.00 \pm 2.03 \text{ kg.m}^2$) while the highest was from the Brenière model ($17.86 \pm 4.56 \text{ kg.m}^2$). The MOI estimated based on Hanavan's model ($14.28 \pm 1.90 \text{ kg.m}^2$), de Leva anthropometric table ($14.28 \pm 1.78 \text{ kg.m}^2$), and

photogrammetry ($14.10 \pm 1.93 \text{ kg.m}^2$) were close to the mean MOI value. The nearest MOI to the average value about AP was estimated based on inverse dynamic method ($14.59 \pm 3.92 \text{ kg.m}^2$). This value was produced while the subjects' COM acceleration were located in a given range (e.g., while the first subject's COM acceleration had an average 0.82 rad/s^2 (ranging from 0.43 to 1.33 rad/s^2)).

The average value about ML axis based on all the methods was $13.65 \pm 2.13 \text{ kg.m}^2$. The lowest value was obtained with the photogrammetry method ($13.17 \pm 1.82 \text{ kg.m}^2$) while the highest was from the Brenière model ($14.46 \pm 3.67 \text{ kg.m}^2$). The MOI values based on Hanavan's model ($13.56 \pm 1.93 \text{ kg.m}^2$), Dempster's anthropometric table ($13.57 \pm 1.79 \text{ kg.m}^2$), de Leva anthropometric table ($13.46 \pm 2.02 \text{ kg.m}^2$), inverse dynamic method ($13.72 \pm 3.31 \text{ kg.m}^2$), and angular momentum procedure ($13.54 \pm 1.97 \text{ kg.m}^2$) were close to the mean value.

In the self-imposed oscillation about vertical axis, the MOI average value was $1.44 \pm 0.27 \text{ kg.m}^2$ at the subject's COM. The lowest value was estimated by angular momentum method ($1.36 \pm 0.29 \text{ kg.m}^2$) while the highest one was based on the inverse dynamic method ($1.51 \pm 0.77 \text{ kg.m}^2$). This value based on Hanavan's model ($1.42 \pm 0.28 \text{ kg.m}^2$), photogrammetry ($1.45 \pm 0.29 \text{ kg.m}^2$), and de Leva anthropometric table ($1.41 \pm 0.26 \text{ kg.m}^2$) was considerably close to the average value.

There was no statistical difference between the MOI estimated by the different methods applied in the study.

V. DISCUSSION

The objectives of this pilot study were to develop a 3-D inverted pendulum model to calculate the personalized in-vivo moment of inertia of the human body and to compare these values to those obtained by five given methods along AP, ML, and vertical axes. These methods were Hanavan's geometrical model [5], photogrammetry method [6], anthropometric tables (de Leva [3], and Dempster [4]), and Brenière's method [2].

Both methods based on the inverse dynamic and angular momentum approaches gave values in the same order of magnitude as the other classical methods. Since the MOI estimations based on de Leva (1996) anthropometric table were among the highest and lowest ones and closer to the average of the subject' moment of inertia through the COM along all the three axes, it can be considered as a means of comparison with the others. For such a case, the values obtained with the angular momentum were only 2.0% off compared to the other methods (3.4% or more). The advantage of the angular momentum method over the de Leva (1996) technique resides in individualized in vivo values rather than estimations obtained from tables. Furthermore, this technique can easily be applied in special populations such as elderly persons, obese individuals and other groups for which tables are not available. In addition, with respect to the modified Zatsiorsky method [3], the inverse dynamic approach values were within 3.7% of those along the all three principal axes while the other methods were off 3.4%. The Pearson coefficient of correlation between the MOI estimated by inverse dynamic and angular momentum approaches and

TABLE I AVERAGE VALUES OF SUBJECTS' WHOLE BODY MOI (KG.M²) AT THE CENTER OF MASS FOR DIFFERENT METHODS.

Methods Axis	Truncated cone model	Photographic ellipsoidal model	Cadaver or generalized in-vivo anthropometry		Personalized in-vivo model		
			<i>Hanavan (1964)</i>	<i>Dempster (1955)</i>	<i>de Leva (1996)</i>	<i>Brenière (1996) (inverse pendulum)</i>	<i>inverse dynamic</i>
AP	14.28± 1.90	14.10± 1.93	—	14.28± 1.78	17.86± 4.56	14.59± 3.92	14.00± 2.03
ML	13.56± 1.93	13.17± 1.82	13.57± 1.79	13.46± 2.02	14.46± 3.67	13.72± 3.31	13.54± 1.97
Lon	1.42± 0.28	1.45± 0.29	—	1.41± 0.26	—	1.51± 0.77	1.36± 0.29

those estimated by de Leva anthropometric table [3] for each axis are given Table II. These are well over 0.9.

VI. CONCLUSION

Two personalized methods based on a three-dimensional inverse pendulum model were developed to estimate of the in vivo moment of inertia of the whole body using three self-imposed oscillations. The inverse dynamic method yielded the moment of inertia along all three principal axes within the range of the other methods. The same situation was met by the angular momentum procedure. Both methods were able to provide a good estimation of the MOI values compared with mean values estimated by all the methods applied in the study. For all three testing conditions, the coefficients of correlation of the MOI estimations were high between the both models and the de Leva [3] anthropometric table. It appears that the proposed methods could be applied to estimate the personalized in vivo moment of inertia of people with different body morphology.

REFERENCES

- [1] Barbier, F., Allard, P., Guelton, K., Colobert, B., and Godillon, A.P., "Estimation of the 3-D Center of Mass Excursion From Force-Plate Data During Standing," IEEE Transaction on Neural System and Rehabilitation Engineering, Vol. 11, No. 1, pp. 31-37, March 2003.
- [2] Brenière, Y., "Why we walk the way we do," J. of Mot. Behav., 28, pp. 291-298, 1996.
- [3] de Leva, P., "Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertial parameters," J. of Biomech. 29 (9), pp. 1223-30, 1996.
- [4] Dempster, W. T. Space requirements of the seated operator. WADC Technical Report (TR-55-159), Wright-Patterson Air Force Base, OH, 1955.
- [5] Hanavan, E. P., "A Mathematical Model of the Human Body," AMRL Technical Report 64-102. Wright-Patterson Air Force Base, OH, 1964
- [6] Jensen, R. K., "Estimation of the biomechanical properties of three body types using a photogrammetric method," J. of Biomech. 11, pp. 349-358, 1978.

TABLE II PEARSON COEFFICIENT OF CORRELATION OF THE MOI ESTIMATED BETWEEN THE DE LEVA ANTHROPOMETRIC TABLE AND THE MODELS. DATA FOR THE THREE TEST CONDITIONS ALONG EACH AXIS

Axis Methods	de Leva (reference) anthropometric table		
	<i>AP (antero-posterior)</i>	<i>ML (medio-lateral)</i>	<i>Lon (longitudinal)</i>
Inverse dynamic	0.97 (0.00)	0.97 (0.00)	0.97 (0.00)
Angular momentum	0.97 (0.00)	0.99 (0.00)	0.94 (0.00)
Photogrammetry	0.98 (0.00)	0.99 (0.00)	0.98 (0.00)
Hanavan	0.99 (0.00)	0.99 (0.00)	0.98 (0.00)
Brenière	0.71 (0.00)	0.92 (0.00)	—
Dempster	—	0.97 (0.00)	—

Inertia parameter calculation using a SYMCAD optical scanner

Pinti A¹, Renesson J-L⁴, Leboucher J^{1,3}, Dumas GA³, Lepoutre F-X¹, Poumarat G²

¹ LAMIH, Université de Valenciennes, France

² ERIM Médicale, Université d'Auvergne, France

³ Department of Mechanical and Material Engineering, Queen's University Kingston, ON, Canada

⁴ TELMAT, Soutz, France

Introduction

Numerous biomechanical studies require body inertial parameters like mass, centre of mass coordinates, moments of inertia and radius of gyration.

Those are used, for instance, for gait analysis and load carrying studies. Such data are usually stemmed either from anthropometric tables or obtained from mathematical models. The latter methods allow data individualization by mean of modelling body segments as geometrical volumes, such as cones and cylinders, or by sampling body segments by mean of an optical or mechanical contour measurement system. This paper presents a new real time optical measurement system, as well as a method for body inertia parameters calculation. Results on a subject are compared to Jensen's¹ and Hanavan's² models.

Material and Methods

A SYMCAD OPTIFIT 8 cameras system was used for scanning of a subject (cf. fig. 1). This system permit to obtain body contour from a cloud of 3D point coordinates, distances between each point being less than 3 mm, representing around 60 000 points for the whole trunk. Volume generated using CAD software CATIA[®] was then meshed using ANSYS[®] to perform a finite elements calculation in order to determine body inertia parameters.

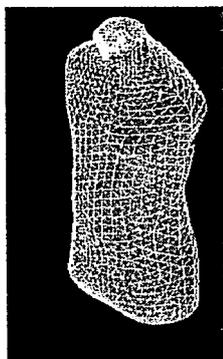


Fig.1: 10 nodes tetraedrical elements trunk meshing

Trunk contour coordinates were then sliced in 2 cm thick slices in order to associate a changing density along the longitudinal axis of the trunk. Changing

density was obtained from two fourth-order polynomial regression equations stemming from Wei and Jensen³. Measures were performed on a 39-year-old male (height: 1m73, weight: 72 kg), in a standing position. Trunk length was 0.70 m.

Results and discussion

Inertia parameters were calculated with respect to the anterior-posterior axis. Centre of mass coordinates were calculated with respect to the extremity of the coccyx, as a percentage of trunk length along the longitudinal axis. Table 1 presents the results of these calculations.

	SYMCAD	JENSEN	HANAVAN
Moment of inertia (kg.m ²)	1.6	1.69	1.26
Centre of mass (%)	51.4	45.6	42.3
Mass (kg)	36.7	39.1	33.6
Radius of gyration (m)	0.209	0.208	0.194

Tab. 1 : Comparison of results

The three methods investigated here present results of the same order of magnitude for SYMCAD and Jensen, but lower values for Hanavan. This improves consistency as the two first methods use are individualised. Of these, it is the authors' opinion that the SYMCAD method is better because it allows an even more accurate mass distribution within segments. Nevertheless this method, as well as the two others, still presents the drawback of using a non-individual density. A way to overcome this issue would be to use jointly this method with a DXA densitometer or another low-dose X-Ray device to obtain accurate densities.

Conclusion

This new method for scanning human body to obtain segment contours is at once fast and accurate. It permits to obtain very precise body contours that can lead to body segment parameters calculations, that are very useful in movement biomechanics studies. Accuracy could be improved using devices providing data about tissue densities.

References

1. Jensen (1978) Estimation of the biomechanical properties of three body types using a photogrammetric method. *J Biomechanics* 11, 349-358.
2. Hanavan E. (1964) A mathematical model of the human body, AD 608 463, National Technical Information Service.
3. Wei C and Jensen RK (1995) The application of segment axial density profiles to a human body inertia model. *J Biomechanics* 28, 103-108.

Influence of Biomechanical Parameters on Back Pain During Pregnancy: a Preliminary study

Leboucher JA^{1,2}, Dumas GA², Pinti A¹

¹ LAMIH, Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambrésis, Valenciennes, France

² Department of Mechanical and Material Engineering, Queen's University, Kingston, Ontario, Canada

Introduction:

As reported in the literature, approximately half of pregnant women suffer from back pain during pregnancy¹. Rapid changes in both mass and mass distribution could be expected to affect incidence and severity of back pain. Few studies aimed at quantifying anthropometric changes² and none, to our knowledge, focused on relating anthropometric data to back ache except regarding total body mass and gained mass during pregnancy¹. The aim of this study was to look at potential relationships between individual anthropometric data and back pain using the Oswestry score introduced by Fairbank *et alii*³.

Materials and Methods:

Pregnant women were enrolled in a study at 20 and/or 34 weeks of pregnancy. This study was approved by Queen's University Ethics Committee and written informed consent was given by the subjects prior to testing. During the visits they were asked to complete a modified Oswestry questionnaire on the functional limitations due to back pain for the previous period of pregnancy. Front and side photographs were also taken in order to obtain individual anthropometric data. Photographs were then digitized and processed by the mean of the Slicer software program using Jensen's model⁴. This software computes biomechanical parameters used in this (i.e. mass, moments of inertia) according to Jensen's model⁴.

Statistical analysis was performed with SPSS[®] 12.0 and focused on possible relations between inertia parameters and Oswestry scores.

Seventy-three women were part of the larger study (mean, S.D.: Weight before pregnancy = 63.19kg, 11.38kg; Height = 163.7cm, 6.7cm and Age = 30.47yrs, 4.18yrs). From them, 24 and 19 subjects had both back pain and reliable anthropometric data at 20 and 34 weeks, respectively. Three subjects were removed as outliers (two in the first group and one in the second).. Given that only 4 subjects filled the criteria above, no longitudinal study was considered. Results are presented in table 1

Table 1: Mean value (S.D.) of pain score and selected anthropometric data and Pearson (R) coefficients of these data with pain score

		Pain Score	Total Mass kg	Trunk Mass kg	Trunk Moments of Inertia		
					I _{COM-A/P} kg.m ²	I _{COM-TVS} kg.m ²	I _{COM-LON} kg.m ²
20 weeks (n=22)	Stat.	.11 (.11)	67.7 (11.6)	35.0 (7.6)	0.70 (0.29)	1.07 (0.29)	0.39 (0.17)
	R	1.	.528*	.556**	.517*	.529*	.539**
34 weeks (n=18)	Stat.	.22 (.12)	74.4 (13.5)	41.0 (8.4)	1.29 (.38)	1.27 (.39)	.56 (.24)
	R	1.	-.356	-.35	-.388	-.355	-.277

Correlation is significant at the *0.05, **0.01 level

I_{COM}: Moment of inertia with respect to the center of mass along the Anterior-Posterior (A/P), Transverse (TVS), or Longitudinal (LON) axes.

Results:

Weak but doubtless relations were found between Oswestry scores and total mass, and trunk mass and moments of inertia at 20 weeks but not 34 weeks. Correlations with the trunk moment of inertia along the longitudinal axis and with the trunk mass are particularly significant. These correlations indicate that the bigger the mass or the moment of inertia the most intense is the pain.

Discussion and Conclusion:

These relations suggest that, contrary to previous results, anthropometric factors may play a role in pregnancy related back pain and this role seems to be like for obesity, i.e. higher inertia parameter goes with stronger pain. This also confirms that the more fit the woman is before and during pregnancy the less backache is likely to occur. However this role seems to be small and other factors must be involved.

Given the small sample size, further analysis should be performed.

References:

1. Östgaard HC, Andersson GBJ, Karlsson K (1991): Prevalence of back pain in pregnancy. *Spine* 16, 549-552.
2. Jensen RK, Doucet S, Treitz T (1996): Changes in segment mass and mass distribution during pregnancy. *Journal of Biomechanics* 29, 2, 251-256.
3. Fairbank JCT, Couper J, Davis JB, O'Brien JP (1980): The Oswestry low back pain disability questionnaire. *Physiotherapy* 66, 271-273.
4. Jensen RK (1978): Estimation of the biomechanical properties of three body types using a photogrammetric method. *Journal of Biomechanics* 11, 349-358.

Titre : Développement et évaluation de méthodes d'estimation des masses segmentaires basées sur des données géométriques et sur les forces statiques externes. Comparaison à des modèles anthropométriques et géométrique.

Résumé : L'utilisation de paramètres inertiels segmentaires proches de la réalité est primordiale à l'obtention de données cinétiques fiables lors de l'analyse du mouvement humain.

Le corps humain est modélisé en un nombre variable de solides, considérés indéformables, dans la grande majorité des études du mouvement. Ce travail de recherche a pour but de mettre en œuvre et de tester deux méthodes d'estimation des masses de ces solides appelés segments. Ces deux méthodes sont basées sur le principe d'équilibre statique d'un ensemble de solides rigides. La première a pour objectif la prédiction des masses des membres en se servant des distances parcourues par le centre de masse du membre et le centre de pression, projection horizontale du centre de gravité du sujet, entre deux positions considérées statiques. Le rapport de ces distances étant le même que celui des masses du membre considéré et du corps entier, la connaissance de cette dernière nous permet d'estimer la masse du membre. La seconde méthode a pour but d'estimer simultanément les masses relatives de tous les segments du modèle par résolution de l'équation d'équilibre statique en faisant l'hypothèse que le centre de pression est le barycentre de l'ensemble et d'après l'estimation des positions des centres de masse segmentaires.

La démarche expérimentale innovante présentée dans cette thèse consiste en le transfert des centres de masse segmentaires issus d'une méthode anthropométrique géométrique et en leur utilisation en conjonction avec des méthodes usuelles en analyse du mouvement humain afin d'obtenir les masses segmentaires du sujet.

La méthode d'estimation des masses des membres donne de bons résultats en comparaison de ceux obtenus grâce aux modèles issus de la littérature en ce qui concerne la prédiction de la position du centre de pression a posteriori. Une partie des causes de l'échec de la seconde sont évaluées à travers l'étude de l'effet de l'incertitude sur la position du centre de pression.

Mots-clés : anthropométrie, masses segmentaires, biomécanique, méthode de mesure, barycentre, centre de masse, centre de pression.

Title: Development and evaluation of methods based on geometrical data and external forces for estimating segment masses. Comparison to anthropometric and geometric models.

Abstract: Use of body segment parameters close to reality is of the utmost importance in order to obtain reliable kinetics during human motion analysis.

Human body is modeled as a various number of solids in the majority of human movement studies. This research aims at developing and testing two methods for the estimation of these solid masses, also known as segment masses. Both methods are based on the static equilibrium principle for several solids. The first method's goal is to provide with limb masses using total limb centre of mass and centre of pressure, projection on the horizontal plane of the total subject's body centre of gravity, displacements. Ratio between these displacement being the same as the ratio of limb and total body masses, the knowledge of the latter allows for the calculation of the former. The second method aims at estimation all segment masses simultaneously by resolving series of static equilibrium equations, making the same assumption that centre of pressure is total body centre of mass projection and using segment centre of mass estimations.

Interest of the new methods used in this research is due to the use of individual segment centre of mass estimations using a geometrical model together with material routinely utilized in human motion analysis in order to obtain estimates of body segment masses.

Limb mass estimations method performs better predicting a posteriori center of mass displacement when compared to other methods. Some of the potential causes of the second method's failure have been investigated through the study of centre of pressure location uncertainty.

Keywords: anthropometry, segment masses, biomechanics, static equilibrium, centre of mass, centre of pressure.



Bibliothèque Universitaire de Valenciennes



00900400