



**HAL**  
open science

# Modélisation géométrique du corps humain (externe et interne) à partir de données externes

Agathe Nerot

► **To cite this version:**

Agathe Nerot. Modélisation géométrique du corps humain (externe et interne) à partir de données externes. Biomécanique [physics.med-ph]. Université Claude Bernard Lyon 1, 2016. Français. NNT : . tel-01467652

**HAL Id: tel-01467652**

**<https://hal.science/tel-01467652>**

Submitted on 14 Feb 2017

**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.



N° d'ordre NNT : 2016LYSE1133

## THÈSE DE DOCTORAT DE L'UNIVERSITÉ DE LYON

opérée au sein de  
l'Université Claude Bernard Lyon 1

École Doctorale ED162  
MEGA (Mécanique, Energétique, Génie civil, Acoustique)

Spécialité de doctorat : Biomécanique

Soutenue publiquement le 08/09/2016, par :

**Agathe Nérot**

---

### Modélisation géométrique du corps humain (externe et interne) à partir de données externes

---

Devant le jury composé de :

M. Serge Van Sint Jan, PU, LABO/Université Libre de Bruxelles  
M. Régis Mollard, PU, Universités Paris Descartes  
M. Cédric Barrey, PU Neurochirurgie, Lyon 1

Rapporteur  
Rapporteur  
Examineur

M. Xuguang Wang, DR, LBMC/IFSTTAR  
Mme. Wafa Skalli, PU, Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak,  
Arts et Métiers ParisTech

Directeur de thèse  
Co-directrice de thèse



# UNIVERSITE CLAUDE BERNARD - LYON 1

## Président de l'Université

Président du Conseil Académique

Vice-président du Conseil d'Administration

Vice-président du Conseil Formation et Vie Universitaire

Vice-président de la Commission Recherche

Directeur Général des Services

**M. le Professeur Frédéric FLEURY**

M. le Professeur Hamda BEN HADID

M. le Professeur Didier REVEL

M. le Professeur Philippe CHEVALIER

M. Fabrice VALLÉE

M. Alain HELLEU

## ***COMPOSANTES SANTE***

Faculté de Médecine Lyon Est – Claude Bernard

Faculté de Médecine et de Maïeutique Lyon Sud – Charles Mérieux

Faculté d'Odontologie

Institut des Sciences Pharmaceutiques et Biologiques

Institut des Sciences et Techniques de la Réadaptation

Département de formation et Centre de Recherche en Biologie Humaine

Directeur : M. le Professeur J. ETIENNE

Directeur : Mme la Professeure C. BURILLON

Directeur : M. le Professeur D. BOURGEOIS

Directeur : Mme la Professeure C. VINCIGUERRA

Directeur : M. le Professeur Y. MATILLON

Directeur : Mme la Professeure A-M. SCHOTT

## ***COMPOSANTES ET DEPARTEMENTS DE SCIENCES ET TECHNOLOGIE***

Faculté des Sciences et Technologies

Département Biologie

Département Chimie Biochimie

Département GEP

Département Informatique

Département Mathématiques

Département Mécanique

Département Physique

UFR Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives

Observatoire des Sciences de l'Univers de Lyon

Polytech Lyon

Ecole Supérieure de Chimie Physique Electronique

Institut Universitaire de Technologie de Lyon 1

Ecole Supérieure du Professorat et de l'Education

Institut de Science Financière et d'Assurances

Directeur : M. F. DE MARCHI

Directeur : M. le Professeur F. THEVENARD

Directeur : Mme C. FELIX

Directeur : M. Hassan HAMMOURI

Directeur : M. le Professeur S. AKKOUCHE

Directeur : M. le Professeur G. TOMANOV

Directeur : M. le Professeur H. BEN HADID

Directeur : M. le Professeur J-C PLENET

Directeur : M. Y. VANPOULLE

Directeur : M. B. GUIDERDONI

Directeur : M. le Professeur E. PERRIN

Directeur : M. G. PIGNAULT

Directeur : M. le Professeur C. VITON

Directeur : M. le Professeur A. MOUGNIOTTE

Directeur : M. N. LEBOISNE



*"On ne voit bien qu'avec le cœur.  
L'essentiel est invisible pour les yeux."*

Le Petit Prince,  
Antoine de Saint-Exupéry  
(Lyon, 1900 - Disparu en mer, 1944)



Ce mémoire de thèse est le fruit d'une collaboration entre le Laboratoire de Biomécanique et Mécanique des Chocs de l'IFSTTAR et l'Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak des Arts et Métiers ParisTech. Ayant eu la chance immense de travailler au sein de ces deux laboratoires et de bénéficier de leurs savoir-faire, je tiens à adresser mes sincères remerciements à l'ensemble des Lyonnais et Parisiens qui ont contribué à la réalisation de cette thèse. En particulier, je remercie :

-Dr. Xuguang Wang, Directeur de recherche et directeur de cette thèse, pour m'avoir proposé ce projet de recherche passionnant, pour sa disponibilité et son esprit critique qui m'a fait progresser. Seul le temps imparti pour mener à bien le projet aura eu raison des multiples questions auxquelles sa rigueur scientifique nous confrontait.

-Pr. Wafa Skalli, Directrice scientifique de l'Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak et co-directrice de cette thèse, pour avoir partagé une part précieuse de son expérience non seulement scientifique mais également professionnelle et humaine. Son optimisme à toute épreuve et sa vision pragmatique ont permis d'orchestrer la bonne progression scientifique du projet en trois ans.

- Pr. Serge Van Sint Jan et Pr. Régis Mollard, pour m'avoir fait l'honneur d'être rapporteurs de cette thèse. Leurs remarques ont permis d'enrichir et d'approfondir la réflexion scientifique de ce travail. Je tiens également à remercier sincèrement Pr. Cédric Barrey pour le temps et l'intérêt qu'il a très aimablement accordés pour l'examen de cette thèse.

- Dr. Philippe Vézin et Pr. David Mitton, Directeurs successifs du LBMC, pour l'accueil au sein de leur laboratoire, et pour avoir pris le temps de veiller au bon déroulement de cette thèse du début à la fin.

-Pr. Philippe Rouch, Directeur de l'Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak, pour m'avoir impliquée dans toutes les manifestations auprès des différents acteurs qui interagissent à l'Institut : chercheurs, cliniciens, industriels, sportifs, patients qui participent à faire avancer la recherche.

- L'IFSTTAR pour m'avoir accordé une bourse de thèse de trois ans, l'Université Lyon 1 et l'ENSAM pour avoir soutenu financièrement le déroulement des travaux, ainsi que la Chaire BIOMECCAM pour le financement de matériel scientifique.

Je remercie sincèrement l'ensemble des volontaires qui ont accepté de participer aux collectes de données durant cette thèse malgré les contraintes que cela pouvait impliquer pour leur travail.

Cette thèse a été un travail d'équipe, fruit d'entraide et de réflexions communes. Je remercie pour cela :

## REMERCIEMENTS

---

- Pr. Xavier Ohl, Pr. Patricia Thoreux, Pr. Valérie Attali, Pr. Jean Dubousset et l'ensemble des chirurgiens que j'ai eu la chance de côtoyer au cours de ces trois ans, pour leurs précieux conseils et pour m'avoir accordé leur aide lors des collectes de données.

- L'ensemble des ingénieurs et chercheurs, véritables puits de connaissances, auprès desquels j'ai toujours trouvé une oreille attentive à mes questions, et tout particulièrement Sonia, Raphaël, Thomas, Laura, Laure-Lise, Georges, Baptiste, Pierre-Yves, Sébastien, Hélène, Christophe, Karine, Xavier et Laurent. Merci également à Sylvain et Thomas pour leur aide précieuse en programmation qui m'a sauvée à maintes reprises.

- Mme Brigitte Chimenton, Assistante de Direction du LBMC, Mlle Marine Souq, Assistante de Direction à l'Institut, pour leur secours indispensable face aux questions logistiques et administratives, et leur soutien.

- Mlle Anais Chetail, M. Mohamed Marhoum, Documentalistes, pour retrouver en un temps record des publications. Je tiens également à remercier Mme Véronique Gabrielle, Reprographe, pour m'avoir prêté main forte lors du dépôt du mémoire.

- Yves pour son aide technique et sa bonne humeur communicatrice, ainsi que Marc pour son assistance avec le matériel informatique.

- L'ensemble des doctorants et étudiants en Master qui ont contribué à instaurer une ambiance de travail conviviale, donnant naissance à de nouvelles amitiés. Je remercie en particulier les doctorants qui m'ont prise sous leur aile en première année, pour leur bienveillance et leur aide, Marion, Guillaume, Mary, Marianne, Coralie, Léo, Doris, Pascal, Romain T., Romain D., Charles, Junfeng et Anicet. Merci aux coéquipiers des répétitions de congrès. Merci à Michelle, Mehdi et Aurore qui m'ont encouragée et soutenue pendant les derniers mois de thèse. Un merci particulier à Léo pour sa gentillesse et les petites pauses café entre la rédaction de deux chapitres. Merci à mes "co-bureaux" Célia, Anthony, Cheng, pour leur force de travail et notre complicité qui ont rendu le climat de travail exceptionnel; j'espère avoir pu leur apporter autant d'appui dans leurs projets qu'ils l'ont fait pour moi.

Je tiens à remercier ma famille et mes amis pour l'intérêt porté sur ce projet avec leur regard extérieur des plus pertinent et enrichissant. Merci à Aurélien, de me faire profiter de ses lumières, de son exemplarité dans le travail, et de m'avoir souvent aidée à décrocher de la thèse pour profiter des autres découvertes que réserve la vie hors du laboratoire. Des mercis à l'infini à mes parents pour avoir fait le choix de placer l'école et l'accompagnement des études de leurs enfants comme des priorités.

# Sommaire

<b>Introduction générale</b>	<b>1</b>
<b>1 Les mannequins numériques du corps humain</b>	<b>5</b>
1.1 Historique des mannequins numériques pour l'ergonomie . . . . .	5
1.2 Propriétés des mannequins numériques actuels . . . . .	8
1.2.1 Les modèles anthropométriques . . . . .	9
1.2.2 Les modèles musculo-squelettiques . . . . .	10
1.2.3 L'apport du body scanning pour la personnalisation des mannequins numériques . . . . .	11
1.3 Limites des mannequins existants . . . . .	13
<b>2 Revue de littérature</b>	<b>15</b>
2.1 Les méthodes envisagées pour l'estimation de données internes à partir de données externes . . . . .	15
2.1.1 Les méthodes s'appuyant sur des points anatomiques externes . . . . .	15
2.1.2 Les méthodes s'appuyant sur la surface de l'enveloppe externe . . . . .	17
2.1.3 Les méthodes s'appuyant sur des données cinématiques . . . . .	21
2.2 Les relations externes-internes existantes . . . . .	22
2.2.1 Relations externes-internes pour l'estimation de points remarquables du squelette (sans évaluation <i>in vivo</i> ) . . . . .	23
2.2.2 Relations externes-internes pour l'estimation de points remarquables du squelette (avec évaluation <i>in vivo</i> ) . . . . .	25
2.2.3 Relations externes-internes pour l'estimation de la géométrie du rachis . . . . .	27
2.3 Système d'imagerie médicale retenu pour le recueil de données externes et internes . . . . .	29
2.4 Synthèse sur le choix des méthodes et objectif précisé de la thèse . . . . .	33
<b>Travaux préparatoires</b>	<b>39</b>
<b>3 Evaluation du réalisme des mannequins numériques utilisés pour la simulation en ergonomie</b>	<b>39</b>
3.1 Introduction . . . . .	39
3.2 Matériel et méthode . . . . .	40
3.2.1 Acquisition de données . . . . .	40

3.2.2	Création de mannequins numériques et ajustement postural . . . . .	41
3.2.3	Paramètres utilisés pour la comparaison entre mannequins personnalisés générés et sujets réels . . . . .	43
3.2.4	Variabilité intra- et inter-opérateur dans la localisation des centres articulaires . . . . .	45
3.2.5	Analyse statistique . . . . .	46
3.3	Résultats . . . . .	47
3.3.1	Paramètres externes . . . . .	47
3.3.2	Centres articulaires . . . . .	47
3.4	Discussion . . . . .	51
3.5	Conclusion . . . . .	54
<b>4</b>	<b>Méthode de reconstruction de l'enveloppe externe à partir de radiographies biplanes</b>	<b>57</b>
4.1	Introduction . . . . .	57
4.2	Matériel et méthodes . . . . .	58
4.2.1	Collecte de données . . . . .	58
4.2.2	Méthode de reconstruction de l'enveloppe externe . . . . .	58
4.2.3	Évaluation de la méthode de reconstruction . . . . .	60
4.3	Résultats . . . . .	61
4.4	Discussion . . . . .	61
4.5	Conclusion . . . . .	64
	<b>Travaux d'analyse</b>	<b>67</b>
<b>5</b>	<b>Analyse en composantes principales des relations entre l'enveloppe externe et le squelette interne pour le tronc et le bassin</b>	<b>67</b>
5.1	Introduction . . . . .	67
5.2	Matériel et méthode . . . . .	69
5.2.1	Données . . . . .	69
5.2.2	Analyse ACP . . . . .	69
5.2.3	Prédiction de points internes . . . . .	70
5.2.4	Évaluation de l'approche proposée . . . . .	71
5.2.5	Différents méthodes pour prédire les points internes . . . . .	71
5.2.6	Systèmes de coordonnées global et local . . . . .	72
5.2.7	Pondération des nœuds (PN) . . . . .	72
5.2.8	Normalisation des coordonnées . . . . .	73
5.3	Résultats . . . . .	73
5.4	Discussion . . . . .	77
5.5	Conclusion . . . . .	81
<b>6</b>	<b>Relations externes-internes pour la prédiction des centres intervertébraux à partir de régressions multilinéaires</b>	<b>83</b>
6.1	Introduction . . . . .	83
6.2	Matériel et Méthode . . . . .	85

6.2.1	Données . . . . .	85
6.2.2	Modèles géométriques . . . . .	85
6.2.3	Evaluation . . . . .	90
6.3	Résultats . . . . .	91
6.4	Discussion . . . . .	96
6.5	Conclusion . . . . .	98
<b>7</b>	<b>Relations externes-internes pour l'ensemble du squelette longitudinal et application à partir de scans 3D</b>	<b>101</b>
7.1	Introduction . . . . .	101
7.2	Matériel et Méthode . . . . .	102
7.2.1	Données . . . . .	102
7.2.2	Estimation des points internes à partir de données externes . . . .	104
7.2.3	Evaluation des relations externes-internes à partir d'acquisitions avec un body scanner . . . . .	107
7.3	Résultats . . . . .	109
7.4	Discussion . . . . .	112
7.5	Conclusion . . . . .	114
<b>8</b>	<b>Etude exploratoire sur la prédiction de points internes à partir de données externes par une méthode de segmentation sans palpation.</b>	<b>115</b>
8.1	Introduction . . . . .	115
8.2	Matériel et Méthode . . . . .	117
8.2.1	Données . . . . .	117
8.2.2	Création du modèle sans palpation . . . . .	117
8.2.3	Paramètres internes . . . . .	117
8.2.4	Paramètres externes . . . . .	119
8.2.5	Analyse statistique . . . . .	120
8.2.6	Evaluation à partir de scans 3D . . . . .	120
8.3	Résultats . . . . .	121
8.4	Discussion . . . . .	121
8.5	Conclusion . . . . .	124

<b>Conclusion générale</b>	<b>125</b>
<b>Liste des figures</b>	<b>129</b>
<b>Liste des tableaux</b>	<b>133</b>
<b>Références</b>	<b>137</b>
<b>Annexes</b>	<b>159</b>
<b>A Définition des centres articulaires et points internes estimés</b>	<b>159</b>
<b>B Complément au chapitre 5</b>	<b>161</b>
B.1 Introduction . . . . .	161
B.2 Matériel et méthode . . . . .	161
B.3 Résultats . . . . .	163
B.4 Conclusion de l'étude complémentaire . . . . .	163
<b>C Complément au chapitre 7</b>	<b>165</b>
C.1 Suite du Matériel et Méthode . . . . .	165
C.1.1 Régressions utilisées pour prédire les centres intervertébraux du rachis cervical . . . . .	165
C.1.2 Régressions utilisées pour prédire les points du bassin . . . . .	166
C.1.3 Régressions utilisées pour prédire les centres intervertébraux thoraciques et lombaires . . . . .	168
C.2 Suite des résultats . . . . .	170
<b>D Complément au chapitre 8</b>	<b>173</b>
D.0.1 Définition des points et plans de coupe utilisés pour la segmentation de l'enveloppe externe . . . . .	173
D.0.2 Définition des variables explicatives externes candidates . . . . .	176
D.0.3 Régressions utilisées pour prédire les points anatomiques internes	178
<b>Communications associées</b>	<b>181</b>

# Introduction générale

Les modèles humains numériques (également appelés mannequins numériques) sont devenus des outils indispensables à la simulation des interactions entre l'homme et son environnement. Ces modèles sont utilisés dans divers domaines, tels que l'ergonomie, pour évaluer le dimensionnement d'un produit par rapport à son utilisateur (Chaffin, 2001), l'animation 3D (Baerlocher et Boulic, 2004), la formation (Johnson, 1997), ou encore l'analyse du mouvement pour l'étude du geste sportif (Alvarez *et al.*, 1993, Celigüeta, 1996), la prévention des troubles musculo-squelettiques (Chaffin, 2009) et pour d'autres applications cliniques dans le suivi de la rééducation et l'aide au diagnostic (Andriacchi et Alexander, 2000).

Les applications en ergonomie ont initialement motivé ce projet de thèse. L'intérêt des mannequins numériques dans ce domaine est aussi bien reconnu par l'Organisation Internationale de Normalisation (ISO) (NF-EN-ISO-15536-2, 2007, NF-EN-ISO-15536-1, 2008) en tant qu'outil ergonomique pour l'aide à la conception de produits et d'espaces de travail que par la communauté scientifique qui les utilise pour ses recherches : principalement l'étude des chaînes de montage (Dukic *et al.*, 2002, Laring *et al.*, 2005, Stephens et Godin, 2006, Jäger *et al.*, 2001, Ben-Gal et Bukchin, 2002, Chang et Wang, 2007, Aqlan *et al.*, 2014), la sécurité des véhicules (Akamatsu *et al.*, 2013), la conception de matériel médical (Okimoto, 2011), l'étude de l'inconfort (Monnier *et al.*, 2002, Chevalot et Wang, 2004, Pannetier et Wang, 2014), l'ergonomie de blocs opératoires (Marcos *et al.*, 2006) ou le dimensionnement de véhicules automobiles (Wang et Verriest, 1998, Wang *et al.*, 2000, Chateauroux et Wang, 2010).

Plus de 150 mannequins numériques existent à ce jour, dont le niveau de détail varie en fonction de leurs applications. Les modèles les plus utilisés en ergonomie intègrent à la fois une représentation géométrique de la surface du corps, également appelée enveloppe externe, et une représentation simplifiée du squelette en interne, appelé squelette filaire. Le squelette filaire est composé d'articulations, principalement représentées par des liaisons simples du type sphérique, dont les centres de rotation représentent les centres articulaires. Ces derniers relient des segments rigides entre eux qui représentent les os du squelette filaire. D'autres modèles possèdent une représentation du système musculo-squelettique plus complexe incluant des muscles, des ligaments où même certains organes. Quel que soit le niveau de détail, le squelette filaire constitue la chaîne cinématique du mannequin qui permet de le mettre en mouvement. En analyse du mouvement, la précision du modèle squelettique revêt une grande importance pour mesurer les forces et moments qui s'exercent sur les articulations. De plus, la plupart des mesures anthropométriques telles que le poids, la taille, le tour de taille etc. peuvent être adaptées pour générer des mannequins personnalisés tenant compte de la diversité des morphotypes d'une population. Pour l'industrie, la personnalisation des mannequins permet de

s'assurer qu'un produit s'accommodera avec un large panel d'utilisateurs (Chaffin, 2001, Högberg et Case, 2007). Pour la recherche, la personnalisation des mannequins est primordiale lors de phases de validation d'une étude sur des sujets de corpulences variées. La personnalisation des mannequins s'effectue d'abord sur les dimensions anthropométriques externes, servant ensuite de données d'entrée à l'ajustement des longueurs des segments du squelette filaire interne. Le Laboratoire de Biomécanique et Mécanique des Chocs (IFSTTAR) a développé une méthode pour ajuster automatiquement les dimensions d'un mannequin à partir de deux photographies (Wang, 2005) pour des applications en ergonomie. La procédure de personnalisation de l'enveloppe externe est actuellement de plus en plus rapide et précise grâce à l'utilisation des outils de scanning 3D. L'enjeu scientifique le plus critique est de prédire avec précision la position des centres articulaires du squelette filaire interne à partir de données uniquement externes.

Cet obstacle pourrait être levé grâce aux progrès de l'imagerie médicale qui permet désormais d'avoir accès simultanément à la structure squelettique d'un individu et à son enveloppe cutanée. En particulier l'Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak, Arts et Métiers ParisTech, qui s'intéresse également aux relations externes-internes dans le cadre de la modélisation personnalisée du système musculo-squelettique, a développé des méthodes de reconstruction des os du squelette et de l'enveloppe externe en 3D à partir de radiographies biplanes à l'aide du système basse dose EOS (Dubousset *et al.*, 2010).

Une collaboration entre le Laboratoire de Biomécanique et Mécanique des Chocs et l'Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak a été amorcée dans le cadre de cette thèse, dont l'objectif est de proposer de nouvelles relations externes-internes pour prédire la position des centres articulaires du squelette filaire interne, et d'autres points anatomiques osseux du bassin, à partir de données externes. L'application de ce travail permettra de générer un modèle numérique simplifié du corps humain en 3D, comprenant une représentation de l'enveloppe externe du sujet représenté et un squelette filaire, pour des études en ergonomie et en biomécanique clinique.

Le premier chapitre de cette thèse présentera un bref historique des principaux mannequins numériques utilisés en ergonomie, leur architecture, leurs intérêts et leurs limites.

Puis nous ferons la synthèse des méthodes envisagées en vue de trouver des relations externes-internes, et des principales relations externes-internes qui en ont résulté. A l'issue de ces deux premiers chapitres, l'objectif de la thèse et les méthodes employées pour y parvenir seront alors précisés.

La première partie du travail personnel portera sur les travaux préparatoires. D'une part une étude ayant permis de quantifier les erreurs affectant le réalisme de deux des mannequins les plus couramment utilisés sera présentée. Cette étude nous permettra de chiffrer les objectifs à atteindre en termes de précision, afin d'améliorer le réalisme des modèles humains existants. D'autre part une étude ayant permis de valider la méthode de reconstruction de l'enveloppe externe à partir de radiographies biplanes sera présentée. Cet outil viendra compléter les méthodes déjà validées de reconstructions osseuses et permettra de construire une base de données externes et internes sur des sujets asymptomatiques à partir de radiographies biplanes.

Dans la deuxième partie du travail personnel, les analyses statistiques menées pour rechercher des relations externes-internes seront présentées. Dans un premier temps, une analyse en composantes principales sur le tronc et le bassin permettra d'étudier les

relations externes-internes en 3D entre la surface du corps et la position ces centres intervertébraux du squelette filaire ainsi que d'autres points osseux caractéristiques sur le bassin. En vue de vérifier si l'ajout de davantage de connaissances *a priori* permettrait d'améliorer les résultats, une seconde analyse proposant cette fois de prédire les centres intervertébraux en 2D à l'aide de régressions multilinéaires utilisant des points osseux palpés sera menée. Puis des relations externes-internes en 3D établies à partir de points palpés pour différentes parties du corps seront rassemblées et évaluées à partir d'acquisitions avec un body scanner. Enfin en vue de limiter les incertitudes liées à la palpation de points anatomiques osseux, une étude exploratoire des relations externes-internes en 3D issues d'une segmentation sans palpation de l'enveloppe externe sera proposée.

En conclusion, une synthèse des résultats obtenus et des contributions de ce projet pour la génération de modèles humains personnalisés sera réalisée, ainsi que les perspectives de recherche à envisager.



# Chapitre 1

## Les mannequins numériques du corps humain

Il existe aujourd'hui plus de 150 mannequins numériques du corps humain possédant des caractéristiques propres selon leurs applications. Parmi les méthodes mathématiques pouvant être utilisées pour modéliser le corps humain, deux principales approches sont à distinguer : la représentation du corps sous forme d'un système multicorps ou bien la représentation par éléments finis. La représentation par éléments finis est principalement utilisée pour étudier les contraintes et déformations du squelette et des tissus mous. Par exemple, cette approche est notamment utilisée dans la simulation de crash tests avec le mannequin Madymo (Keppler, 2003), dans l'étude de prothèses avec le mannequin LifeMOD (Colombo *et al.*, 2013), ou encore dans l'analyse du confort avec le mannequin CASIMIR (Siefert *et al.*, 2008). L'analyse en systèmes multicorps est privilégiée pour des analyses à plus large échelle sur la posture des individus et l'occupation de leur environnement, notamment dans le cas du dimensionnement de véhicules ou d'espaces de travail (Wang *et al.*, 2000, Ben-Gal et Bukchin, 2002, Marcos *et al.*, 2006, Chang et Wang, 2007, Mavrikios *et al.*, 2007, Lin et Chan, 2007, Chateauroux et Wang, 2010, Aqlan *et al.*, 2014). Pour ce projet, seuls les modèles multicorps seront étudiés.

Ce premier chapitre dresse une vue d'ensemble des différents modèles multicorps les plus couramment utilisés, en particulier pour des applications en ergonomie. Les propriétés de quelques-uns seront développées pour illustrer les évolutions apparues au cours des 50 dernières années. Une attention plus particulière sera portée à l'architecture des modèles anthropométriques composés d'une enveloppe et d'un squelette filaire, à leurs avantages et à leurs limites.

### 1.1 Historique des mannequins numériques pour l'ergonomie

Le développement des premiers mannequins numériques a débuté au début des années 1960. Si les premiers modèles étaient destinés à l'industrie aérospatiale, ils ont très vite été adaptés à l'industrie automobile afin d'évaluer la sécurité et l'aménagement des véhicules (Bubb et Fritzsche, 2009). Parmi les tous premiers modèles, le "First Man" a vu le jour en 1964 ; développé par William Fetter pour la compagnie Boeing, il de-

viendra plus tard BoeMan (FIG. 1.1 a). Ce dernier représente un homme du 50ème percentile dont la posture peut être modifiée à l'aide de sept articulations. Il permet ainsi d'évaluer l'accessibilité des commandes d'un cockpit d'avion par des pilotes. Au départ, seules les longueurs des membres du corps peuvent être ajustées, permettant de représenter des pilotes de différentes tailles. En 1972 le modèle Boeman devient Combiman (Computerized Biomechanical Man-Model) (Kroemer, 1973). Il est enrichi de nouvelles articulations et de nouvelles bases de données provenant de l'Aerospace Medical Research Laboratory. Il offre ainsi davantage d'options de personnalisation à partir de trois modèles de base de différents percentiles. Dans le domaine automobile, on voit l'arrivée du Cyberman (Cybernetic Man-Model) de l'entreprise Chrysler en 1974. Composé de 15 segments (Waterman et Washburn, 1978), il permet d'étudier la posture et les mouvements de conducteurs d'automobiles (FIG. 1.1 b). Le modèle Sammie (System for Aiding Man Machine Interaction Evaluation) apparaît en 1972 pour l'évaluation ergonomique d'espaces de travail ou de véhicules (FIG. 1.1 d). C'est le modèle paramétré le plus évolué à cette époque, proposant davantage de caractéristiques physiques comparé à ses prédécesseurs (maigre, musclé, trapu...). Il est composé de 21 segments et de 17 articulations. L'enveloppe externe est représentée par un ensemble de cubes, cylindres, cônes et prismes (Porter et Case, 1980, Case *et al.*, 1990).

Dès les années 1970, les travaux de Don Chaffin au Massachusetts Institute of Technology (MIT) permettent de mettre au point des modèles quantifiant les paramètres biomécaniques associés au comportement du système musculo-squelettique lors du soulèvement de charges (Chaffin *et al.*, 1970, Evans et Chaffin, 1985, Chaffin et Andersson, 1991). Ses modèles permettaient notamment de prédire la force requise pour effectuer une tâche afin d'adapter l'environnement de travail en conséquence pour permettre à l'ensemble des opérateurs d'y travailler sans risque (aussi bien des femmes que des hommes, des personnes jeunes que des personnes plus âgées).

Le premier modèle français est développé au Laboratoire d'Anthropologie Appliquée de Paris en 1984, il s'agit de Ergoman (Coblentz *et al.*, 1991, Mollard *et al.*, 1992). Il est aussi bien utilisé pour l'industrie automobile, aérospatiale que ferroviaire (FIG. 1.1 c). Il est composé de 20 segments, 22 articulations et 46 degrés de liberté. Un modèle personnalisé peut être généré à partir de 22 mesures anthropométriques. L'autre modèle français Man3D (Verriest, 1991), développé quelques années plus tard à l'INRETS, est composé de 54 articulations. Il permet notamment, via l'adoption de différentes postures, d'évaluer l'accès aux commandes, la visibilité et l'aise d'un passager au sein d'un véhicule qui s'avèrent des informations essentielles pour les designers. Il est également utilisé pour des applications sportives comme le ski ou la course à pied (FIG. 1.1 e).

Ainsi, l'enrichissement des mannequins numériques au cours du temps a permis d'améliorer leur réalisme anatomique et fonctionnel. En particulier, le nombre d'articulations du squelette interne et le nombre de degrés de liberté associés ont augmenté. Le maillage de l'enveloppe externe, au départ composée de primitives géométriques, s'est affiné afin de mieux rendre compte des déformations du corps en mouvement, notamment au niveau des zones les plus proches des articulations. Enfin le nombre de dimensions anthropométriques pouvant être personnalisées s'est accru. Les trois mannequins les plus utilisés à ce jour sont Jack (Siemens) (Badler *et al.*, 1995), Safework (Dassault Systèmes)(Fortin *et al.*, 1990) et Ramsis (Human Solutions) (Seidl, 1994) (FIG. 1.2).

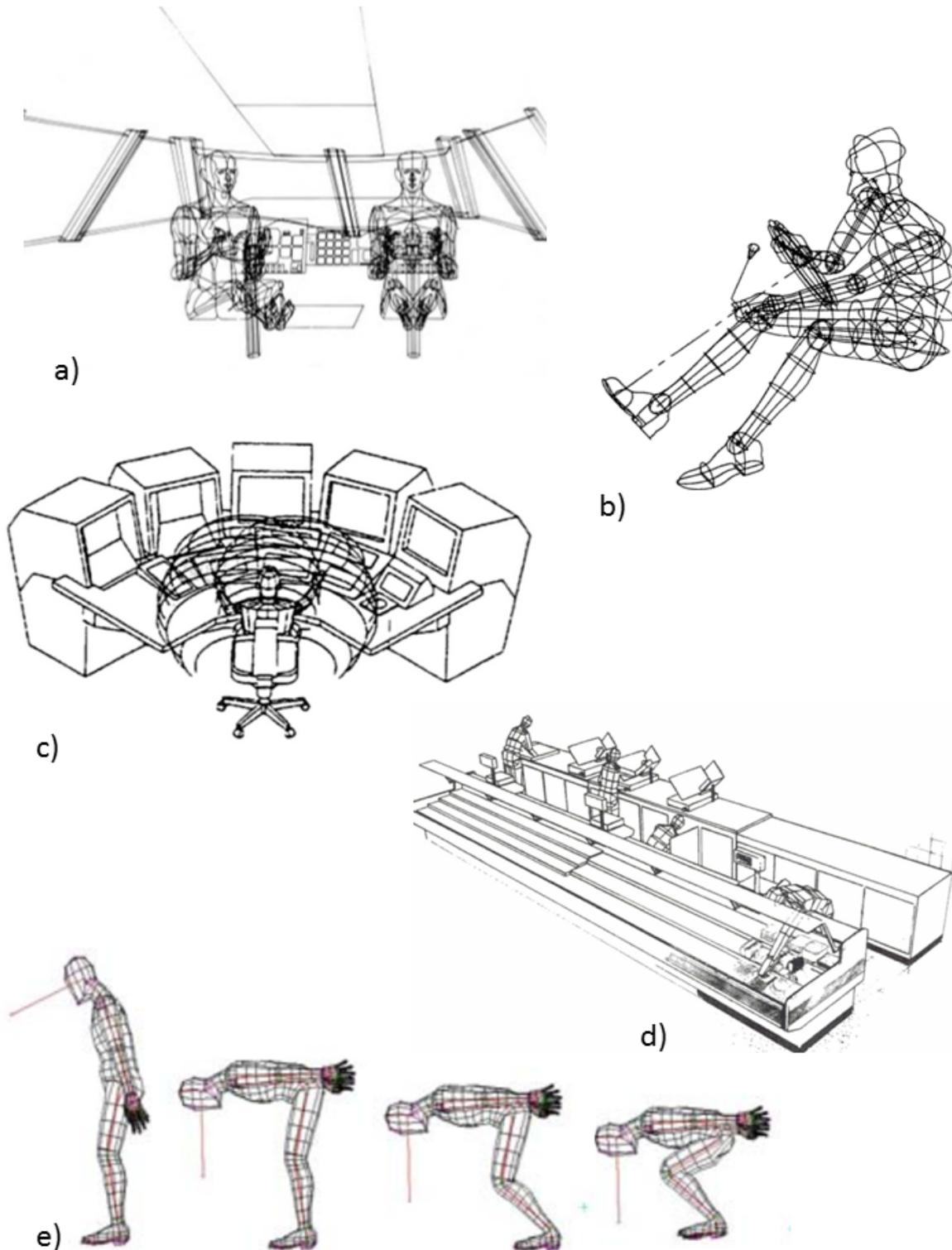


FIGURE 1.1 – Les premiers mannequins numériques. a) Modèle "First Man" de Boeing (Kasik et Senesac, 2014) b) Cyberman de la société Chrysler (Dooley, 1982) c) Ergoman (Mollard *et al.*, 1992) d) Sammie (Porter *et al.*, 1995) e) Man3D (Verriest, 1991) (illustration de (Barelle *et al.*, 2004))

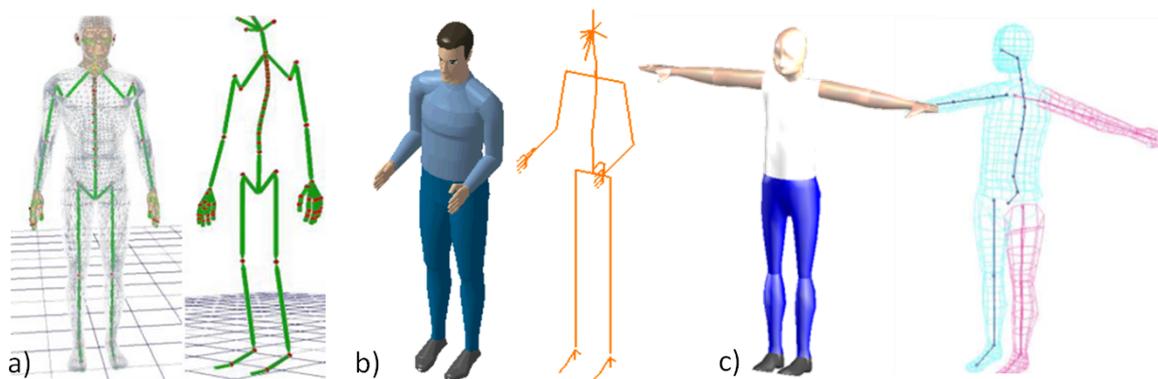


FIGURE 1.2 – Les trois mannequins les plus utilisés pour les études en ergonomie dans l’industrie. a) Le mannequin Jack (Blanchonette, 2010) b) Le mannequin Safework (Fortin *et al.*, 1990) c) Le mannequin RAMSIS (Seidl, 1994)

Jack a été développé au milieu des années 1980 en collaboration entre l’université de Pennsylvanie et l’armée des Etats-Unis. Il est aujourd’hui commercialisé par Siemens. Les bases de données utilisées pour créer ce mannequin provenaient à l’origine de mesures d’amplitudes de mouvements menées par la NASA (NASA, 1987) et de mesures anthropométriques sur des soldats américains lors de la collecte ANSUR (Gordon *et al.*, 1988). Il est composé de 71 segments et 70 articulations dont une colonne vertébrale composée de l’ensemble des 17 articulations thoraciques, lombaires, ainsi que des cervicales. Des modèles personnalisés peuvent être créés en entrant jusqu’à 26 dimensions anthropométriques. Il est aussi bien utilisé pour la conception d’intérieurs de véhicules que pour évaluer l’ergonomie d’espaces de travail (Blanchonette, 2010). Safework (et ses variantes Delmia ou Human Builder) a été développé à l’Université polytechnique de Montréal. Il est composé de 100 segments. Il propose une représentation de l’ensemble des articulaires thoraciques et lombaires ainsi que des mains. Les données anthropométriques qu’il intègre sont également extraites de la base ANSUR (1988). Il est surtout dédié à l’élaboration d’espaces de travail. RAMSIS (Realistic Anthropological Mathematical System for Interior Comfort Simulation) apparaît à la fin des années 1980. Il est développé en Allemagne en collaboration entre l’Université de technologie de Munich et des fabricants automobiles, puis commercialisé par l’entreprise Tecmath (aujourd’hui Human Solutions) dès 1995. Il est dédié à la conception de l’intérieur des véhicules. Aujourd’hui RAMSIS est utilisé par plus de 75% des concepteurs automobiles.

L’un des développements les plus récents est celui du mannequin Santos, le soldat virtuel (Abdel-Malek *et al.*, 2006). Il comprend plus de 100 degrés de libertés dont 25 rien que pour la main. Basé sur un modèle squelettique issu de données CT-scan, il comprend également une modélisation partielle des muscles et de leurs insertions ; c’est l’un des mannequins le plus complet à ce jour.

## 1.2 Propriétés des mannequins numériques actuels

Les mannequins introduits dans cette première partie font tous partie d’une même famille de modèles, à savoir les modèles multicorps. Néanmoins leur niveau de détail et

leurs propriétés diffèrent en fonction de l'application pour laquelle chacun est destiné. Deux sous-catégories seront distinguées par la suite : les modèles anthropométriques et les modèles musculo-squelettiques.

### 1.2.1 Les modèles anthropométriques

Les modèles anthropométriques sont uniquement constitués d'un squelette filaire interne et d'une surface externe (FIG. 1.3). La surface externe forme un maillage plus ou moins fin en fonction des modèles, visant avant tout à pouvoir représenter les proportions anthropométriques de différents individus. De même, la représentation simplifiée du système squelettique par une chaîne cinématique filaire vise à facilement faire adopter au mannequin tout un ensemble de postures plutôt qu'à respecter un réalisme anatomique. De plus, aussi bien les longueurs des segments du squelette filaire que les dimensions de l'enveloppe externe ont la possibilité d'être ajustées selon un ensemble de dimensions anthropométriques fournies en entrée par l'utilisateur. L'avantage de cette représentation simplifiée est donc de pouvoir générer très facilement des populations de différentes corpulences afin, par exemple, d'évaluer l'adéquation d'un produit avec le plus grand nombre d'individus. La personnalisation des mannequins se déroule en deux temps ; les dimensions de l'enveloppe externe sont ajustées en premier lieu, puis les longueurs du squelette filaire interne sont adaptées en conséquence.

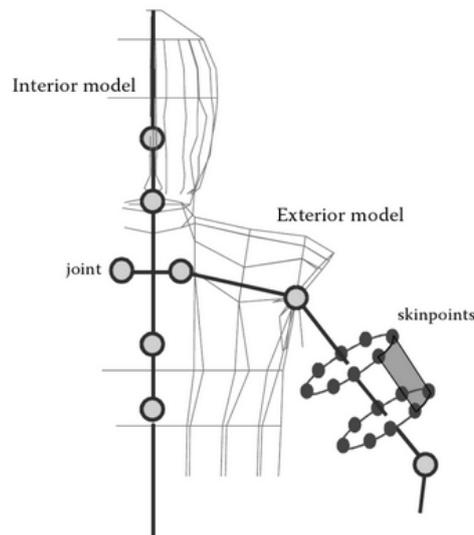


FIGURE 1.3 – Squelette interne et surface externe d'un mannequin numérique (Bubb et Fritzsche, 2009)

Le squelette filaire est décrit par un système hiérarchisé d'articulations qui relie des segments rigides entre eux (FIG. 1.4). Ce système forme une chaîne cinématique qui permet la mise en mouvement du mannequin. Chaque articulation est associée à un ou plusieurs degrés de liberté (DL) et à des valeurs seuils d'amplitude de mouvement. Dès lors le modèle cinématique est plus ou moins complexe selon le type d'articulation choisie (liaison sphérique, liaison pivot, joints de Cardan etc.). Par soucis de simplification, les liaisons les plus utilisées sont les liaisons sphériques à 3 DL. Leur point d'application est

défini en un point fixe appelé centre articulaire, qui ne correspond pas au centre articulaire fonctionnel (il s'en rapproche pour l'articulation de la hanche). Lorsque la posture du modèle est modifiée, les transformations appliquées aux segments sont calculées les unes à la suite des autres suivant les liens de parenté. Par exemple l'articulation du genou, la plus simplement représenté avec 1 DL, est le successeur de la hanche (3 DL). Les transformations appliquées au squelette interne guident ensuite les déformations à appliquer à l'enveloppe externe qui lui est associée.

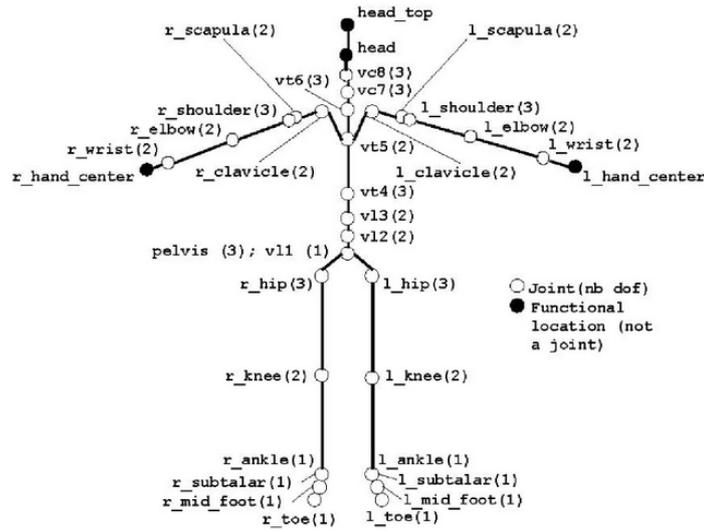


FIGURE 1.4 – Exemple d'un squelette filaire présent à l'intérieur de l'enveloppe des mannequins numériques; ici le squelette standard H-ANIM (Humanoid Animation Specification) défini par le consortium Web3D (Magnat-Thalmann, 2008)

Parmi ces modèles anthropométriques on retrouve RAMSIS, Safework et Jack. L'avantage de ces mannequins repose sur leur simplicité d'utilisation ainsi que sur le faible temps de calcul processeur nécessaire à leur utilisation.

## 1.2.2 Les modèles musculo-squelettiques

Au niveau géométrique, les modèles musculo-squelettiques proposent une représentation plus exhaustive du système musculo-squelettique comprenant les os, les muscles et leurs insertions. La chaîne cinématique repose également sur un squelette filaire pourvu de liaisons mécaniques qui simplifient la modélisation des articulations. Néanmoins, le modèle cinématique tient compte du fonctionnement systémique des articulations, des tendons et des ligaments pour contraindre les amplitudes de mouvement. Contrairement aux mannequins anthropométriques pour lesquels les DL sont indépendants les uns des autres, pouvant aboutir à des positions irréalistes, les modèles musculo-squelettiques se rapprochent donc davantage de la réalité biomécanique. Alors que les modèles anthropométriques sont plus fréquemment utilisés pour le dimensionnement de véhicules et d'espaces de travail, les modèles musculo-squelettiques sont surtout employés pour prédire le comportement dynamique d'un individu lors d'interactions homme-machine afin d'estimer les contraintes appliquées au système musculo-squelettique. Par exemple, la

position d’ancrage des muscles sur les os permet de définir la ligne d’action des muscles, et d’estimer la force et les moments générés par un individu.

On trouve parmi ces modèles musculo-squelettiques le modèle Anybody (Rasmussen *et al.*, 2002) (FIG. 1.5) ou le modèle SIMM (Davoodi *et al.*, 2001, Delp *et al.*, 2007) qui intègre également les propriétés massiques et inertielles des segments.

De plus en plus d’études tentent d’utiliser plusieurs mannequins ensemble. Des cas d’études sont présentés dans Bonin *et al.* (2014). Par exemple, il pourrait être possible d’utiliser les paramètres posturaux issus des modèles anthropométriques (en particulier la position des centres articulaires) en données d’entrée pour générer le squelette filaire des modèles musculo-squelettiques afin d’effectuer des calculs d’effort. De plus, les enveloppes des modèles anthropométriques pourraient servir de données d’entrée aux modèles musculo-squelettiques pour personnaliser les paramètres inertiels utilisés par ces derniers. Les modèles musculo-squelettiques ne seront pas étudiés davantage lors de ce projet. Nous nous concentrerons sur les modèles anthropométriques les plus simples qui fournissent des informations de base, en particulier la position du squelette filaire et la représentation de l’enveloppe, dont il est primordial d’évaluer la précision afin de pouvoir mener des analyses biomécaniques plus complètes.



FIGURE 1.5 – Modèle musculo-squelettique des membres inférieurs d’Anybody (Damsgaard, 2006)

### 1.2.3 L’apport du body scanning pour la personnalisation des mannequins numériques

Les dimensions anthropométriques utilisées pour générer des mannequins personnalisés étaient habituellement collectées de façon manuelle. Aujourd’hui les techniques d’acquisition de la surface externe fournissent en quelques secondes les données d’entrée nécessaires à la génération de mannequins numériques. Celles-ci vont de l’acquisition de la silhouette (à partir d’au moins deux photographies calibrées)(Wang *et al.*, 2005) à l’acquisition de la surface 3D complète à partir de body scanners (Daanen et Ter Haar,

2013) ou encore à partir de systèmes low-cost comme la Kinect de Microsoft (Tong *et al.*, 2012, Liu *et al.*, 2015).

Une technique de personnalisation du mannequin RAMSIS d'après deux photographies prises selon différents points de vue a notamment été proposée par Seitz *et al.* (2000) et Wang *et al.* (2005). Dans un premier temps, un mannequin personnalisé est généré à partir des dimensions anthropométriques du sujet. Des points anatomiques externes sont également alloués à l'enveloppe du mannequin. Puis les angles articulaires du mannequin sont calculés par cinématique inverse à l'aide de la correspondance entre le jeu de marqueurs présent sur le sujet photographié et le jeu de marqueurs du mannequin.

Plus récemment des approches ont été proposées pour personnaliser les caractéristiques anthropométriques des mannequins de manière automatique. Reed *et al.* (2014a) ont par exemple proposé une technique de personnalisation du mannequin Jack à partir de Kinect à l'aide d'un modèle statistique de la forme du corps. Une autre technique a été proposée par Beurier *et al.* (2015) pour personnaliser le mannequin RAMSIS à partir des acquisitions d'un body scanner (FIG. 1.6). La méthode requiert un tiers modèle de la surface du corps, disposant d'un maillage ordonné, et qui est à la fois ajusté sur le mannequin et sur les données scannées à l'aide du logiciel mHBM (Japan National Institute of Advanced Industrial Science and Technology, AIST)(Yamazaki *et al.*, 2013). Le modèle tiers sert d'intermédiaire afin de faciliter la mise en correspondance des topologies du mannequin et de sa cible. Puis la déformation du mannequin est assurée par un algorithme de krigeage.

Le premier avantage du body scanning est qu'il est nettement plus rapide que l'entrée manuelle de 70 dimensions anthropométriques disponibles chez les mannequins les plus couramment utilisés et qui peuvent parfois poser des problèmes d'incompatibilité entre elles. Le second avantage est que le body scanning permet une personnalisation plus détaillée de la surface externe à l'aide de méthodes automatiques et sans recours à la palpation de points anatomiques osseux (Reed *et al.*, 2014a, Beurier *et al.*, 2015). Par ailleurs nous verrons dans le Chapitre 2 que des méthodes récentes basées sur les technologies de scanning 3D sont explorées pour personnaliser également les dimensions du squelette interne à partir de la surface externe.

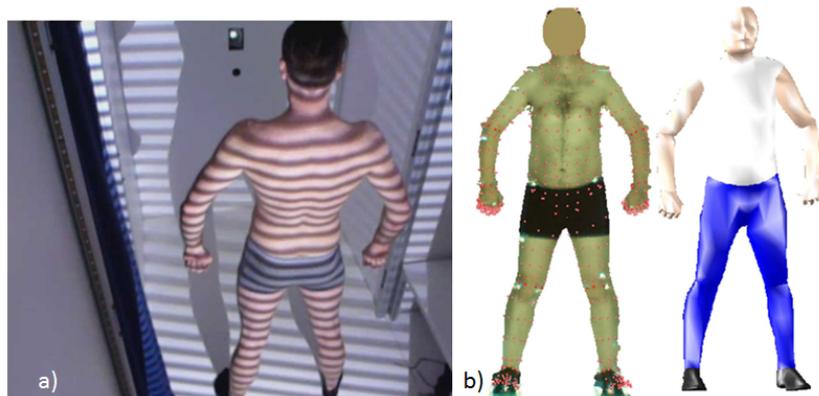


FIGURE 1.6 – a) Vue de l'intérieur d'une cabine de body scanner Symcad (Telmat Industries) durant une acquisition (<http://www.symcad.com>). b) Personnalisation d'un mannequin RAMSIS à partir du scan 3D d'un individu (Beurier *et al.*, 2015)

### 1.3 Limites des mannequins existants

A l'heure actuelle, la principale limite des mannequins existants provient plus de la difficulté à caractériser avec réalisme l'anatomie et le mouvement d'un individu à partir de mesures externes, plutôt que des techniques pour générer et animer un modèle qui sont, quant à elles, largement inspirées de l'infographie.

Chez les modèles anthropométriques, comme chez les modèles musculo-squelettiques, les articulations sont représentées par des liaisons simples possédant des centres de rotation fixes. Chez les mannequins anthropométriques, les repères locaux des articulations sont représentés par des axes de rotation orthogonaux qui ne permettent pas une représentation 3D des mouvements selon les plans anatomiques. L'enveloppe possède un maillage plus ou moins fin qui vise surtout à permettre la création de modèles de façon efficace et rapide pour l'industrie à partir de quelques mesures anthropométriques d'entrée. Néanmoins certaines parties du corps, par exemple les mains, manquent particulièrement de réalisme, ce qui s'avère problématique dans le cas d'études pour la conception de chaînes de montages par exemple (Bertilsson *et al.*, 2010).

La personnalisation des structures du système musculo-squelettiques à partir de données externes chez les modèles musculo-squelettiques est également loin d'être complète. Par exemple, les os sont représentés par des modèles génériques dont la longueur peut être ajustée et les muscles par des segments. Or personnaliser la géométrie des os serait primordial pour correctement positionner des points anatomiques importants dans la modélisation de la biomécanique articulaire, comme les points d'ancrage des ligaments et des tendons (Duprey *et al.*, 2010, Moissenet *et al.*, 2012, 2014). De même personnaliser au moins la section et longueur des muscles fournirait des informations géométriques importantes pour l'estimation de la force maximale développée.

Cependant, améliorer le réalisme des mannequins numériques suppose d'avoir accès à des bases de données sur la géométrie externe et interne du corps humain à l'aide de systèmes d'imagerie médicale. Ce type de données est surtout disponible dans des environnements hospitaliers où l'imagerie est utilisée de manière régulière pour le suivi des patients. Néanmoins même dans ces environnements, les données externes et internes pour le corps entier sont rares et constituent une limite importante pour permettre l'amélioration des modèles existants.

Pour la plupart des modèles anthropométriques commercialisés, les origines des bases de données en termes de nombre d'individus et de représentativité sont souvent inconnues. De plus peu d'études ont évalué le réalisme de ces mannequins numériques à ce jour. Certaines ont été menées sur l'estimation des efforts par les mannequins (Lamküll *et al.*, 2009, Claudon, 2008, Savin, 2012, Laring *et al.*, 2005). Une autre étude a été menée sur l'évaluation des mesures anthropométriques (Oudenhuijzen *et al.*, 2009). A notre connaissance, aucune étude n'a encore été publiée concernant l'estimation des positions des centres articulaires à partir des dimensions externes chez les mannequins numériques.

Le chapitre suivant s'attachera à dresser un état des lieux des méthodes qui permettraient de prédire la position du squelette filaire à partir de mesures externes. Une synthèse des relations externes-internes existantes à ce jour sera également proposée.



# Chapitre 2

## Revue de littérature

Afin de définir les méthodes les plus adaptées à la recherche de relations externes-internes pour la génération de mannequins anthropométriques, une synthèse des différentes stratégies proposées jusqu'à présent sera présentée dans ce chapitre. Dans un premier temps la revue balaira à la fois les méthodes les plus couramment utilisées pour prédire les centres articulaires à partir de données externes, et celles qui pourraient être envisagées bien qu'elles n'aient pas encore été appliquées dans cette perspective. Dans un second temps, nous reviendrons sur les principales relations entre la géométrie externe du corps et le squelette interne ayant été proposées à ce jour afin de déterminer les chantiers qu'il reste à explorer.

### 2.1 Les méthodes envisagées pour l'estimation de données internes à partir de données externes

Selon les applications, les données d'entrée externes à disposition diffèrent. On peut distinguer trois types de données d'entrée à partir desquelles les différentes méthodes envisagées pour la prédiction de données internes ont été classées :

1. Les méthodes s'appuyant sur des points anatomiques externes
2. Les méthodes s'appuyant sur la surface de l'enveloppe externe
3. Les méthodes s'appuyant sur des données cinématiques

#### 2.1.1 Les méthodes s'appuyant sur des points anatomiques externes

Sur l'ensemble du corps, des points anatomiques correspondant à des reliefs osseux peuvent être identifiés au travers de la peau par palpation manuelle (Van Sint Jan, 2007). Nous les appellerons points anatomiques externes par rapport aux points anatomiques internes qui sont directement identifiés sur les os.

Il est courant de trouver trois types de paramètres géométriques calculés à partir de ces points anatomiques externes pour estimer des paramètres internes, à savoir, leurs coordonnées 3D, les distances entre ces points, ou les angles formés par trois points. Par exemple, à partir des coordonnées 3D des points anatomiques palpés sur la clavicule, l'omoplate et l'humérus, Sholukha *et al.* (2009) ont proposé des régressions pour prédire

les coordonnées 3D du centre gléno-huméral, du centre acromio-claviculaire ou encore du centre sterno-claviculaire. Dans une étude ultérieure, les coordonnées 3D de points anatomiques externes correspondant à l'épicondyle latéral, médial et du grand trochanter ont permis de décrire 36 paramètres morphologiques du fémur (Sholukha *et al.*, 2011). Un autre exemple est fourni par l'étude de Kirkwood *et al.* (1999) qui ont prédit la position du centre de hanche à partir de la moyenne des coordonnées entre l'épine iliaque antéro-supérieure et la symphyse pubienne.

A partir de distances mesurées entre des points anatomiques externes, des méthodes ont été proposées pour l'estimation du centre de hanche (Bell et Pedersen, 1989, Seidel *et al.*, 1995, Kirkwood *et al.*, 1999, Harrington *et al.*, 2007, Peng *et al.*, 2015), ou du genou (Frigo et Rabuffetti, 1998). Ces méthodes ont également été appliquées à l'estimation de la position des centres des corps vertébraux en 2D en estimant la distance qui sépare ces derniers de la pointe des épineuses palpée à la surface du dos (Snyder *et al.* (1972) (FIG. 2.1), Bryant *et al.* (1988), Sicard et Gagnon (1993)).

La mesure des angles entre des points anatomiques a notamment servi dans le cas de la prédiction des courbures du rachis (Willner, 1981, Cerveri *et al.*, 2004, Campbell-Kyureghyan *et al.*, 2005, Hashemirad *et al.*, 2013). Enfin des mesures d'angles et de distances externes ont été combinées, par exemple pour prédire le centre de hanche (Davis *et al.*, 1991). Pour toutes ces études, la méthode de prédiction retenue était la régression multilinéaire du fait du faible nombre de paramètres prédicteurs en entrée.

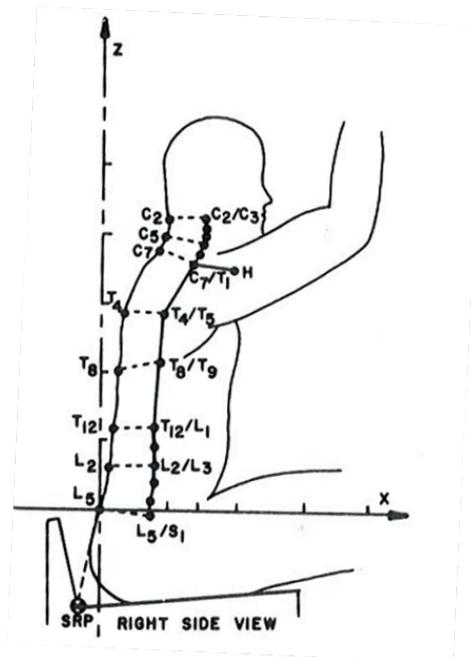


FIGURE 2.1 – Estimation des centres vertébraux par Snyder *et al.* (1972). L'auteur fournit des régressions pour prédire les distances entre la surface du dos et les centres articulaires. Il fournit également des régressions pour prédire les directions des vecteurs dirigés de la pointe des épineuses palpée aux centres articulaires prédits. Illustration extraite de Snyder *et al.* (1972), page 78.

Le principal avantage des méthodes par régression basées sur des points anatomiques externes tient au fait qu'elles peuvent être facilement compréhensibles et applicables par

différents opérateurs. L'une des conditions nécessaires est de s'accorder sur une définition standard de la localisation des points anatomiques externes (Van Sint Jan et Della Croce, 2005) et des systèmes de coordonnées osseux utilisés (Wu *et al.*, 2002, 2005). Bien que la position des centres articulaires et des axes nominaux définis à partir de points anatomiques externes puissent différer des centres fonctionnels et axes instantanés de rotation, il s'agit au travers de ces méthodes d'établir des conventions que la communauté scientifique pourra appliquer de manière universelle. C'est dans l'optique d'assurer un maximum de reproductibilité entre opérateurs, qu'un atlas regroupant les définitions des points anatomiques externes associées à des techniques de palpation a été proposé par Van Sint Jan (2007).

La seconde condition dépend de la manière dont les tissus mous séparant les points osseux sous-cutanés de la surface externe sont pris en compte. En effet une épaisseur de tissu mou est introduite entre la surface de l'os et le point repéré sur la peau, induisant une erreur lors de la prédiction des centres articulaires à partir de régressions. Des auteurs ont donc proposé de rajouter une constante aux équations de régression, quantifiant la marge de peau présente. Manary *et al.* (1994) ont mesuré un intervalle de 5 mm au niveau des ASIS et 15 mm au niveau de la symphyse pubienne ; Reed *et al.* (1999) ont proposé un intervalle de 10 mm au niveau des ASIS et 25 mm au niveau de la symphyse pubienne. Le moyen le plus fiable à ce jour d'accéder aux prédicteurs osseux internes à partir de l'externe est d'utiliser une méthode de palpation qui permet d'enregistrer la position des points osseux au moment même où ils sont palpés sur l'os par un opérateur à l'aide des méthodes CAST ou A-Palp (Salvia *et al.*, 2009).

Le principal inconvénient des méthodes basées sur des points anatomiques externes est qu'elles introduisent un temps de préparation incluant la palpation et le repérage de ces points de plusieurs dizaines de minutes. Cependant, du fait du caractère très répandu de ces méthodes, en particulier pour des recherches visant des applications cliniques, elles seront considérées dans ce projet.

### **2.1.2 Les méthodes s'appuyant sur la surface de l'enveloppe externe**

Différentes informations peuvent être extraites à partir de l'enveloppe externe, allant de quelques dimensions anthropométriques à la surface complète du corps. Les méthodes de scanning sont de plus en plus employées et viennent petit à petit remplacer les mesures manuelles, comme mentionné dans le Chapitre 1. Ce type d'acquisition n'est pas incompatible avec l'identification de points anatomiques externes. En effet il est possible de repérer au préalable les positions de points anatomiques externes à l'aide de marqueurs et de les localiser à la surface du corps au moment du scanning, comme cela a été réalisé dans le collecte de scans 3D CAESAR (Robinette *et al.*, 2002). Des méthodes ont également été développées pour détecter les points anatomiques de manière automatisée à partir de la surface du corps (Yamazaki *et al.*, 2013, Reed *et al.*, 2015). Ainsi l'acquisition de l'enveloppe offre une information plus complète sur la géométrie externe du corps. Elle permet donc d'utiliser une palette plus large de méthodes statistiques pour prédire l'interne.

### Régressions multilinéaires utilisant d'autres points remarquables de la surface externe

Davantage de prédicteurs décrivant la forme de l'enveloppe externe peuvent être envisagés en entrée comparativement aux études uniquement basées sur des points anatomiques externes.

Par exemple Bertrand *et al.* (2009) ont proposé des régressions utilisant des dimensions anthropométriques (longueurs et circonférences) pour prédire des dimensions pelviennes, costales et vertébrales. 184 mesures anthropométriques ont été prédites à partir de seulement 10 mesures externes, dont 62 avec une valeur de deux erreurs standard de l'estimation inférieure à 10%.

Dans la conception textile (Douros *et al.*, 1999, Lee, 2000, Wang *et al.*, 2003, Wang, 2005, Zhu *et al.*, 2013), l'infographie (Freeman *et al.*, 1996, Mortara *et al.*, 2006) ou encore la surveillance intelligente (Cunado *et al.*, 1999), d'autres types de prédicteurs de la surface ont été utilisés pour garantir un processus de génération de mannequins de façon complètement automatique ; une revue de ces méthodes est proposée dans Mündermann *et al.* (2006). Parmi celles-ci, certains auteurs se sont complètement affranchis de points anatomiques en privilégiant l'identification automatique de points géométriques remarquables sur les contours du corps dans différents plans (Lu et Wang, 2008, Jiang *et al.*, 2012). Ces points peuvent correspondre à une inversion ou accentuation de la courbure ou encore à un extremum local (ex : point le plus saillant du menton, entre-jambe etc.). Dellas *et al.* (2007) ont par exemple détecté les points les plus saillants du dos dans le plan sagittal correspondant aux apex de la courbure thoracique ou lombaire pour positionner un modèle squelettique H-ANIM (FIG. 1.4) (H-anim specification <http://www.h-Anim.org>). D'autres auteurs ont "découpé" l'enveloppe par une série de sections dont les descripteurs (rayon, périmètre, orientation, barycentre) sont ensuite directement utilisés pour insérer un squelette filaire interne (Yu *et al.*, 2007, Mortara *et al.*, 2006). Enfin, plutôt que d'utiliser des informations extraites de l'acquisition 3D directement, certains auteurs approximent la surface du corps par un ensemble de primitives géométriques simples (cônes, sphères, cylindres) dont les descripteurs servent de prédicteurs aux points du squelette (Hogg, 1983, Munkelt *et al.*, 1998). Bien que les techniques d'infographie visent avant tout à estimer un squelette d'animation et non pas un squelette anatomiquement fidèle, les descripteurs de sections employés dans ces études sont néanmoins des prédicteurs intéressants à considérer pour notre projet.

Enfin parmi les paramètres caractéristiques pouvant être extraits de la forme du corps, on retrouve également les paramètres inertiels et barycentremétriques. L'existence d'écarts systématiques entre la position des corps vertébraux et la ligne de gravité ont notamment été mis en évidence (Gangnet *et al.*, 2003, Schwab *et al.*, 2006, Lafage *et al.*, 2008, Steffen *et al.*, 2010). Plus récemment Boulet *et al.* (2016) ont utilisé la position du centre de masse et sa vitesse de déplacement pour prédire les angles de la lordose lombaire et de la cyphose thoracique d'un sujet. Dans le cas de ces études, le centre de masse a été acquis par le moyen d'une plateforme de force. Néanmoins il est possible de mesurer les positions des centres de masses et des paramètres inertiels en se basant sur l'acquisition de l'enveloppe externe uniquement (Dumas *et al.*, 2004, Pillet *et al.*, 2010, Sandoz *et al.*, 2010, Yeung *et al.*, 2014). L'idée a vu le jour avec les premiers essais de Herron *et al.* (1976) qui a comparé les dimensions inertiels et centres de masse obtenus à partir de mesures stéréophotogrammétriques à celles obtenues après dissection cadavérique. Le

principe consiste à segmenter l'enveloppe externe en différents volumes auxquels sont attribuées des densités issues de la littérature (Dempster, 1955, Clauser *et al.*, 1969, Chandler *et al.*, 1975). La masse de chaque segment est alors calculée par le produit entre le volume et la densité de celui-ci. La position du centre de masse résulte de la somme pondérée des masses des différents segments du corps. Aussi il serait envisageable d'utiliser l'estimation des différents centres de masse à partir de l'enveloppe externe pour prédire la position de points internes.

### Analyse en composantes principales

Plus récemment des modèles statistiques de la forme du dos ont été proposés pour suivre les déviations de la courbure de colonnes scoliotiques (Huysmans *et al.*, 2004) (FIG. 2.2). En effet l'acquisition de l'enveloppe externe par des moyens de scanning automatiques, non invasifs et rapides, est apparue comme une alternative prometteuse aux radiographies pour le suivi régulier de populations scoliotiques (Saunier-Koell, 2010, Drerup et Hierholzer, 1994, 1996).

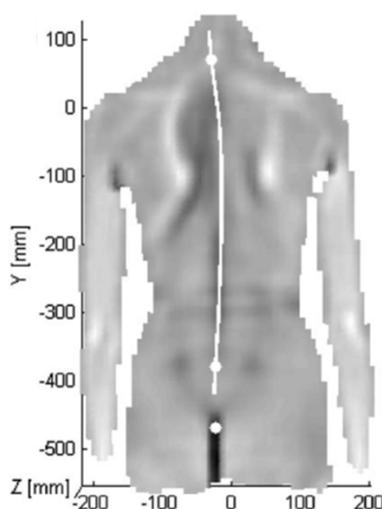


FIGURE 2.2 – Identification de la ligne passant par les épineuses à la surface du dos acquise par raster-stéréographie utilisant les franges de Moiré (Huysmans *et al.*, 2004)

Ces modèles statistiques de forme sont construits à partir d'une analyse en composantes principales (ACP) (Jolliffe, 2002). Le principe de l'ACP consiste à réduire la dimensionnalité d'une base de données lorsque celle-ci contient un nombre trop important de paramètres corrélés. Ceci se produit en transformant les variables dans une nouvelle base, dont les axes (ou composantes principales) sont orthogonaux et ordonnés selon leur degré de contribution à l'information : le premier axe est celui qui présente la plus grande dispersion des données ; le deuxième axe est celui qui présente la plus grande dispersion résiduelle, non contenue dans le premier axe etc. En d'autres termes, les composantes principales (ou axes d'inertie principaux) correspondent aux vecteurs propres de la matrice de covariance de la base de données. L'un des nombreux avan-

tages de cette méthode est qu'elle permet de visualiser les principaux modes de déformation en faisant varier les coordonnées (ou scores) des données exprimées dans une nouvelle base le long de chacun des axes principaux. Par exemple l'ACP a été utilisé pour comprendre les principaux modes de variations de la colonne vertébrale scoliotique (Benameur *et al.*, 2003, Boisvert *et al.*, 2006) ou de l'enveloppe externe (Xi *et al.*, 2007, Park et Park, 2013). L'ACP a également été utilisé pour générer des modèles paramétrés facilement personnalisables en ajustant des dimensions anthropométriques (Seo et Magnenat-Thalmann, 2003, Chu *et al.*, 2010, Wuhner et Shu, 2013). Des interfaces avec des curseurs qu'un opérateur peut faire varier ont par exemple été proposées. Chaque curseur permet d'ajuster une dimension anthropométrique dont la variabilité est représentée par l'une des composantes principales (Baek et Lee, 2012, Park *et al.*, 2015, Park et Reed, 2015).

En tant que méthode de prédiction, l'ACP a été utilisé dans la littérature pour créer des modèles statistiques de la forme externe du corps qui incluait la position des centres intervertébraux. Par exemple, dans le cas du suivi de populations scoliotiques, la courbure du rachis d'un sujet était prédite en ajustant un modèle ACP (externe-interne) sur la surface du dos du patient acquise par scanning 3D (Huysmans *et al.*, 2005, Bergeron *et al.*, 2005). Ce principe a également été appliqué en infographie pour créer des modèles du corps humain articulés. L'une des premières études dans ce domaine a été proposée par Anguelov *et al.* (2005) avec son modèle SCAPE qui inclut un modèle de la forme externe acquise par apprentissage à partir de la base de scans 3D CAESAR. Un squelette de 18 segments permettant de mettre le modèle en mouvement était inclus. Weiss *et al.* (2011) ont repris le modèle SCAPE pour l'appliquer cette fois à des données obtenues avec un dispositif low-cost (Kinect, Microsoft). Là encore, les applications visées par ces méthodes ne nécessitant pas une prédiction précise des centres articulaires, les squelettes d'animation prédits n'ont jamais été évalués. En ergonomie, la méthode a été appliquée par Park et Reed (2014) et Park *et al.* (2015) pour obtenir les modèles complets de la forme du corps d'enfants à partir de Kinect. Park et Reed (2015) ont introduit un modèle statistique construit à partir d'une base de données comprenant les scans 3D ainsi que les points anatomiques externes repérés au préalable sur des enfants. Le modèle ACP externe-interne permettait donc de prédire les centres articulaires de nouveaux enfants à partir de leur scan 3D uniquement, en ajustant le modèle de forme sur le scan issu d'un body scan laser. La méthode a été appliquée pour améliorer le réalisme externe et interne du mannequin Jack (Reed *et al.*, 2014b). D'une manière moins directe, Reed *et al.* (2015) ont développé un modèle statistique de la forme du corps qui incluait les positions des points anatomiques externes. L'idée était de prédire la position des points anatomiques externes à partir de l'ajustement du modèle sur un scan 3D additionnel et d'utiliser ces points externes prédits pour estimer les centres articulaires. Néanmoins la prédiction des centres articulaires avec ces deux dernières méthodes est affectée par l'incertitude liée au repérage de points anatomiques par palpation. Aucune de ces méthodes n'a encore été appliquée directement à un jeu de données externes-internes acquis par imagerie médicale sur une population asymptomatique.

### Transformations géométriques

L'inconvénient de la méthode par ACP est que la prédiction des points internes, une fois le modèle ajusté sur un scan 3D est réalisée de manière implicite. A l'inverse, des

méthodes ont été proposées pour déformer l'enveloppe et contraindre de manière explicite la déformation du squelette interne en s'appuyant sur un minimum de connaissances anatomiques (Dicko *et al.*, 2013). Différentes lois de transformation non rigides (krigeage (Trochu, 1993), MLS (Cuno *et al.*, 2007), ICP et variantes (Allen et Curless, 2003), RBF network-based transformations (Seo et Magnenat-Thalmann, 2003)...) pourraient être envisagées pour déformer un modèle générique sur un nuage de points cibles. Néanmoins la définition du comportement du squelette interne en fonction de l'externe reste encore à étudier pour assurer une déformation du squelette conforme à la réalité.

Les principaux avantages des méthodes s'appuyant sur l'enveloppe externe proviennent de la richesse des informations pouvant être extraites et de la rapidité de l'acquisition de celle-ci. Pour des applications impliquant un temps de préparation des sujets à modéliser très court (pour des études réalisées en environnements naturels, sur un lieu de travail par exemple), la rapidité de l'acquisition et de la génération de mannequins numériques personnalisés représente un véritable enjeu (Bertilsson *et al.*, 2010). Il est donc important d'approfondir les recherches de prédiction du squelette filaire à partir de l'enveloppe externe, tout en s'assurant que la rapidité de l'acquisition ne soit au détriment de la précision des estimations. Pour tirer pleinement profit de l'acquisition automatique de l'enveloppe externe avec les technologies actuelles, il serait recommandé de s'appuyer sur la détection automatique de caractéristiques géométriques externes (points, sections, contours etc.) plutôt que d'inclure une pré-étape de repérage de points anatomiques externes. L'un des inconvénients peut venir du post-traitement parfois nécessaire avant de travailler sur des scans 3D afin de combler des trous, supprimer du bruit, ou encore assurer une topologie identique à tous les maillages dans le cas d'une analyse statistique par ACP par exemple. Là encore les procédures automatiques sont à privilégier et plusieurs ont été proposées dans la littérature (Allen et Curless, 2003, Wang *et al.*, 2003, Amberg *et al.*, 2007, Anguelov *et al.*, 2005, Wuhrer *et al.*, 2009, Hirshberg *et al.*, 2011, Baek et Lee, 2012).

### 2.1.3 Les méthodes s'appuyant sur des données cinématiques

Ici la position des centres articulaires est estimée à partir du mouvement de marqueurs enregistré à l'aide d'un système optoélectronique, on parle de méthodes fonctionnelles. Ces méthodes sont par exemple couramment utilisées pour des articulations de type sphérique comme la hanche (FIG. 2.3). Il est demandé au sujet d'effectuer un mouvement de circumduction de la jambe par rapport au bassin qui permet d'estimer un unique centre de rotation du fémur (Leardini *et al.*, 1999, Piazza *et al.*, 2004, Ehrig *et al.*, 2006). Ces méthodes sont aussi adaptées à l'estimation du centre gléno-huméral (Veeger, 2000, Lempereur *et al.*, 2010, 2013). Pour le rachis, des méthodes ont uniquement été proposées pour la partie lombaire dans le plan sagittal (Zhang et Xiong, 2003, Cerveri *et al.*, 2004, Campbell-Kyureghyan *et al.*, 2005) et ont montré une précision relativement élevée ( $4.4 \pm 2.8$  mm dans Campbell-Kyureghyan *et al.* (2005)).

L'estimation du centre de hanche par une méthode fonctionnelle a également fourni un meilleur estimé que par régression chez l'adulte (Sangeux *et al.*, 2011, 2014). Néanmoins l'inconvénient de cette méthode est qu'elle n'est pas applicable chez l'ensemble des sujets. Par exemple, pour des enfants, elle requiert des caméras de bonne qualité et de plus petits marqueurs. Cependant, il a été montré que ces méthodes étaient moins

précises que les méthodes par régression chez les enfants du fait de la taille réduite de leur fémur (Assi *et al.*, 2016). Une autre critique couramment avancée consiste à dire que les méthodes fonctionnelles ne sont pas adaptées aux sujets adultes dont l'amplitude de mouvement est limitée, bien que cet argument soit débattu (Piazza *et al.*, 2004). Le second inconvénient est que cette méthode est essentiellement limitée aux applications en analyse du mouvement pour lesquelles un système optoélectronique de capture du mouvement est à disposition. Elles sont donc difficilement applicables dans des environnements naturels, comme un lieu de travail, pour lesquels des modèles humains permettraient de mener des analyses biomécaniques, sur le risque d'apparition de troubles musculo-squelettiques par exemple.

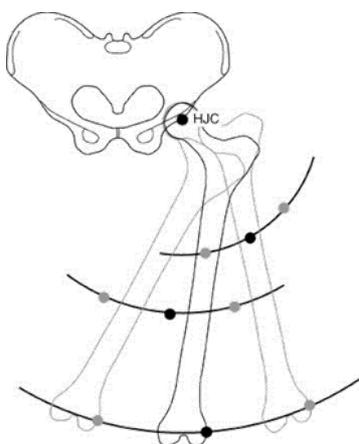


FIGURE 2.3 – Mouvement de circumduction du fémur par rapport au bassin (Piazza, 2009)

Ce chapitre se poursuit par un état des lieux des relations externes-internes existantes entre la surface du corps et la position de points anatomiques internes du squelette.

## 2.2 Les relations externes-internes existantes

Du fait des erreurs importantes que peut introduire la collecte de données externes sur volontaires sur la prédiction de points internes (à cause de la présence de tissus mous), nous distinguerons les études ayant proposé une évaluation *in vivo* de leurs méthodes de prédiction de celles qui n'en ont pas proposé.

Une attention particulière sera donnée aux recherches portant sur l'estimation des centres de hanche et sur l'estimation de la géométrie de la colonne vertébrale qui constituent des informations primordiales pour les études en ergonomie. La prédiction des centres de hanche a été menée soit à partir de régressions basées sur l'identification de points anatomiques palpés (externes), soit à partir de méthodes fonctionnelles. Cette revue présente uniquement les études ayant proposé des régressions. Les méthodes fonctionnelles n'ont en effet pas été retenues pour ce projet et les raisons en seront précisées à la fin du chapitre. Les recherches portant sur la géométrie de la colonne vertébrale incluent non seulement les études portant sur l'estimation des centres intervertébraux mais également celles qui ont cherché à caractériser la forme du rachis à partir de données externes.

### 2.2.1 Relations externes-internes pour l'estimation de points remarquables du squelette (sans évaluation *in vivo*)

Cette première partie dresse un état des lieux du grand nombre d'études couramment utilisées pour développer des modèles prédictifs de la position du squelette interne à partir de données externes. Cependant aucune de ces études n'a proposé d'évaluation *in vivo* des méthodes de prédiction établies à partir de points anatomiques internes. Des précautions quant à l'interprétation des résultats sont donc à prendre lors de leur utilisation à partir de points anatomiques palpés en externe.

#### Etudes portant sur le centre de hanche

Seidel *et al.* (1995) et Peng *et al.* (2015) ont proposé des régressions pour prédire la position des centres de hanche à partir de points anatomiques internes identifiés sur la surface osseuse. Dans ces deux études, des points servant de prédicteurs ont été repérés à partir de mesures sur spécimens osseux.

Les faibles erreurs reportées dans ces deux études proviennent du fait que l'évaluation des régressions a été menée à partir de prédicteurs de la surface osseuse ne tenant pas compte de la marge de tissus mous rencontrée en situation *in vivo*. Par exemple, Peng *et al.* (2015) ont appliqué les équations de Seidel *et al.* (1995), Bell et Pedersen (1989) et Reed *et al.* (1999) sur un jeu de reconstructions de bassins issus de CT-scan et ont mesuré des écarts entre les centres de hanche estimés et centres de hanche réels de  $9 \pm 5$  mm,  $12 \pm 7$  mm et  $14 \pm 10$  mm respectivement. Dans la pratique, les erreurs d'estimation sont bien plus grandes comme le montre la TABLE. 2.1. Dans ce projet il sera important de proposer une évaluation *in vivo* des relations externes-internes à partir de prédicteurs identifiés par palpation à partir de l'enveloppe externe afin de vérifier l'effet des tissus mous dans la prédiction.

#### Etudes portant sur la prédiction de plusieurs points internes

Très peu d'études originales ont proposé de prédire plusieurs points du squelette afin de proposer un modèle externe-interne du corps entier. Les longueurs des segments et les positions des centres articulaires ont été estimées soit à partir de la taille (Drillis et Contini, 1966), soit à partir de la position de points anatomiques internes (Dempster, 1955, Plagenhoef, 1971, De Leva, 1996, Rab *et al.*, 2002, Sholukha *et al.*, 2009, 2011).

Beaucoup d'études ont proposé des modèles du corps humain externes et internes en rassemblant des équations existantes qui concernaient un ou plusieurs segments. Parmi elles on compte les études de Schneider *et al.* (1983), Churchill *et al.* (1978), Reed *et al.* (1999), D'Amico *et al.* (2002) et Ausejo (2006). Ces modèles ont été réalisés pour répondre à une application en particulier. Par exemple le modèle de Reed *et al.* (1999) permet d'estimer le squelette d'un automobiliste, celui de D'Amico *et al.* (2002) vise à effectuer des diagnostics de pathologies liées à la posture et aux déformations de la colonne vertébrale lors d'analyses cliniques. Tous ces modèles ressemblent à la représentation du type Webb Associates, et considèrent les centres articulaires principaux du corps. Notamment les centres vertébraux ne sont pas tous représentés (FIGURE. 2.4).

Il est à noter que les régressions les plus classiquement utilisées sont celles de Dempster (1955) (8 cadavres masculins, âge : 52-83), pour le centre de hanche, du genou, de la cheville, le centre glénohuméral, claviscapulaire, sternoscapulaire, le coude et le poignet.

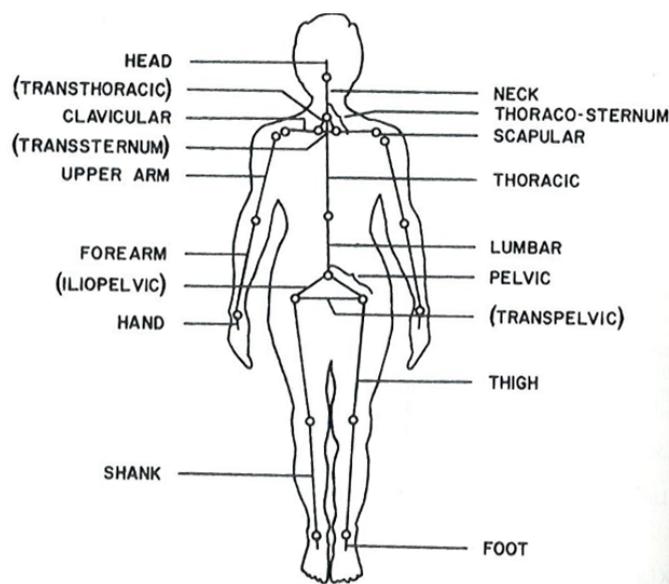


FIGURE 2.4 – A gauche : les centres articulaires prédits dans le modèle WebbAssociates de Churchill *et al.* (1978). Illustration extraite de Anthropometric source book. Vol 1 : Anthropometry for designers IV-9, <https://archive.org/details/nasa-techdoc> (public domain).

Les régressions de Snyder *et al.* (1972) (28 volontaires masculins) sont quasiment les seules utilisées pour prédire les centres de la colonne vertébrale FIGURE. 2.1. L'étude de Ewing et Thomas (1973) est utilisée pour prédire la position du condyle occipital. Or aucune des études établies à partir de spécimens osseux n'a fourni d'évaluation sur une cohorte de sujets vivants. De même, l'étude de Snyder établie sur une population uniquement masculine n'a, à notre connaissance, pas été évaluée sur une population féminine ou sur des hommes de morphologies différentes que celles des 19 étudiés. Dans le cas des études établies à partir de cadavres, l'absence d'évaluation *in vivo* est particulièrement problématique comme nous l'avons évoqué précédemment. Dempster lui-même déclare que les équations qu'il fournit ne sont que des approximations qui nécessiteraient d'être corrigées en privilégiant une évaluation fonctionnelle individuelle lors de la création de modèles humains personnalisés. L'absence d'évaluation et le faible nombre d'études originales portant sur la prédiction de plusieurs points internes peuvent s'expliquer par la difficulté à obtenir des données à la fois externes et internes de l'ensemble du corps humain.

Plus de quarante ans après les premières études de Dempster (1955) ou Snyder *et al.* (1972), les progrès de l'imagerie médicale combinés aux méthodes de reconstructions 3D des os permettent de constituer de plus grandes bases de données dans un temps réduit. Par exemple les études de Bertrand *et al.* (2009) sur 86 volontaires avec le système EOS et de Sholukha *et al.* (2013) qui ont combiné plus de 150 radiographies, CT-scan et pièces anatomiques, ont permis de proposer des relations externes-internes certainement plus représentatives de la population. Néanmoins Bertrand *et al.* (2009) se sont penchés sur la prédiction de dimensions internes à partir de dimensions externes, sans traiter le problème de la prédiction des centres articulaires. De plus Sholukha *et al.* (2013), malgré les nombreuses régressions proposées pour étudier la géométrie du squelette interne, n'ont estimé la position que de quelques centres intervertébraux, un au niveau

lombaire, un au niveau thoracique et un au niveau cervical.

### 2.2.2 Relations externes-internes pour l'estimation de points remarquables du squelette (avec évaluation *in vivo*)

Les méthodes de Andriacchi *et al.* (1980), Bell et Pedersen (1989) et Sholukha *et al.* (2011) ont été appliquées *in vivo* à partir de points anatomiques externes palpés au travers de la peau, permettant de vérifier l'effet des tissus mous dans la prédiction.

Certaines études n'ont pas été évaluées par les auteurs ayant proposé les régressions mais ont fait l'objet d'une validation ultérieure par d'autres auteurs. Par exemple les équations de Harrington *et al.* (2007) et de Davis *et al.* (1991) ont été évaluées par Sangeux *et al.* (2014). Dans cette étude, l'estimation du centre de hanche d'après la méthode de Harrington *et al.* (2007) était ensuite comparée aux radiographies biplanes du sujet fournies par le système EOS qui est considéré comme le Gold Standard pour l'identification de ce centre articulaire (Pillet *et al.*, 2013). La méthode de Harrington *et al.* (2007) a été reconnue comme la plus précise des méthodes par régression avec une erreur moyenne de  $17 \pm 9$ mm (Sangeux *et al.*, 2014), comparativement à celle de Davis *et al.* (1991) ( $27 \pm 9$ mm)

#### Base de données

Les études de Sangeux *et al.* (2014) et Peng *et al.* (2015) montrent que, selon les jeux de données utilisés, les équations de régression n'offrent pas les mêmes précisions. C'est pourquoi il est important d'établir les régressions sur une population la plus représentative possible. Or nous pouvons remarquer que la taille de l'échantillon est variable, et inférieure à 50 sujets pour 8 études sur 10 (TABLE. 2.1). Comme il a déjà été souligné, il existe un besoin majeur de collecter des données à la fois externes et internes sur des sujets asymptomatiques.

#### Prédicteurs

Pour la prédiction du centre de hanche, on retrouve chez tous les auteurs les ASIS ou les PSIS comme prédicteurs principaux, auxquels peuvent s'ajouter d'autres points anatomiques externes comme la malléole médiale (Harrington *et al.*, 2007) ou la symphyse pubienne (Seidel *et al.*, 1995). En terme de justesse, Lenhoft *et al.* (1998) ont montré que n'utiliser que la distance entre les ASIS n'était pas suffisant, notamment pour prédire la position verticale du centre de hanche. A la place, plusieurs auteurs ont calculé la hauteur du bassin entre la symphyse pubienne et les épines iliaques (Seidel *et al.*, 1995, Frigo et Rabuffetti, 1998, Kirkwood *et al.*, 1999, Peng *et al.*, 2015). Néanmoins, la symphyse pubienne s'avère peu commode à palper en dehors d'applications cliniques, bien que son identification fournisse un repère qui améliore les prédictions. Afin de s'adapter aux contraintes de justesse et de praticité des différentes applications, Peng *et al.* (2015) ont proposé des régressions en fonction des prédicteurs à disposition ainsi que les incertitudes associées à chacune. Les erreurs (obtenues à partir de spécimen osseux) variaient de  $7.0 \pm 3.6$  mm en utilisant les ASIS droit et gauche, le PSIS droit et la symphyse pubienne à  $10.4 \pm 6.5$  mm en utilisant uniquement les ASIS droits et gauches et l'épicondyle médial du fémur.

TABLE 2.1 – Relations externes-internes et moyens mis en œuvre pour acquérir des données internes et externes pour leur validation)

Auteur	2D/3D	Posture	Partie	Méthode	Population	Acquisition de l'interne	Acquisition de l'externe	Erreur $\pm SD$
Snyder, Chaffin et Schutz (1972)	2D	Debout Assis	Thoracique Lombaire	Régressions	19H	RX	PP	$\pm 9.4mm$
Andriacchi <i>et al.</i> (1980)	3D	Debout Assis	hanche	Régressions	10 H	RX (Bell <i>et al.</i> , 1990)	PP	$36.1 \pm 12mm$
Bell et Pedersen (1989)	3D	Debout Assis	hanche	Régressions	30H/40F	RX (Bell <i>et al.</i> , 1990)	PP	$19 \pm 12mm$
Davis <i>et al.</i> (1991)	3D	Debout	hanche	Régressions	25	RX biplanes évalué par Saugeux <i>et al.</i> (2014)	PP	$27 \pm 9mm$
Sicaud et Gagnon (1993)	2D	Debout	Lombaire	Régression (et mouvement)	20	RX	PP MA	$17.4 \pm 10.8mm$
Chiou <i>et al.</i> (1996)	2D	Debout	Lombaire	Régression (et mouvement)	25H/20F	RX	PP MA	$7.2 \pm 7.3mm$
Friigo et Rabuffetti (1998)	2D	Debout	hanche genou	Régressions	75H/105F	RX	PP	$25.1 \pm 14.1mm$ (hanche) $7.1 \pm 3.9mm$ (genou)
Kirkwood <i>et al.</i> (1999)	2D	Debout	hanche	Régressions	6H/4F	RX	PP	y : $7.0 mm$ z : $8.0 mm$
Harrington <i>et al.</i> (2007)	3D	Debout	hanche	Régressions	17 H / 15 F	RX biplanes évalué par Saugeux <i>et al.</i> (2014)	PP	$17 \pm 9mm$
Sholukha <i>et al.</i> (2009) 2011 2013	3D	Debout	D'après figure : C7/T1, T8/T9, L3/L4 GCA, coudes, poignet, hanches, genou, cheville	Régressions Méthodes fonctionnelles	75 images médicales de fémurs Spécimen osseux dont : 78 humérus, 57 scapula, 44 clavicles 12 jambes	RX Points palpables Données cinématiques	PP	GCA : $8.6mm$ , centre de hanche : $23.5 \pm 12.6mm$

Note : PAP : points anatomiques palpés (externes), MA : mesures anthropométriques, RX : radiographies.

Pour la prédiction des centres intervertébraux lombaires à partir de données externes, l'étude Snyder *et al.* (1972) nécessite de palper les épineuses de C2, C5, C7, T4, T8, T12, L2 et L5 et l'étude de Chiou *et al.* (1996) nécessite de palper les épineuses de L1, L2, L3, L4, L5 et S1. Néanmoins la reproductibilité inter-opérateur lors de la palpation de ces points est faible et il est courant d'observer un décalage dans la palpation des épineuses dans 30% des cas d'après Lee *et al.* (1995). Pour cette raison, Sicard et Gagnon (1993) ont préféré limiter la palpation nécessaire à une seule épineuse (celle de L5) et d'utiliser des mesures anthropométriques (épaisseur tissu mou, déplacement des tissus). Néanmoins ces mesures risquent d'être difficilement reproductibles d'un opérateur à un autre du fait de la difficulté à les définir clairement.

Aucune de ces études n'offre de prédicteurs idéaux. L'enjeu de cette thèse sera de trouver le bon compromis entre nombre (et accessibilité) de prédicteurs externes et précision de la prédiction des points internes.

### **Erreurs d'estimation**

Les erreurs d'estimation des positions des centres intervertébraux reportées par Snyder *et al.* (1972), Sicard et Gagnon (1993), Chiou *et al.* (1996) sont respectivement de 9.4 mm (écart-type),  $17.4 \pm 10.8$  mm et  $7.2 \pm 7.4$  mm. Du fait des différents prédicteurs utilisés, les valeurs sont très différentes et il n'est pas évident de se fixer une erreur d'estimation moyenne pour la prédiction des centres intervertébraux. Par exemple les études de Sicard et Gagnon (1993) et Chiou *et al.* (1996) impliquent des mesures anthropométriques, la palpation de l'épineuse de L5, une mesure de la distraction de la peau et une mesure d'épaisseur de graisse ; l'étude de Snyder *et al.* (1972) nécessite la palpation de chacune des épineuses associée au centre articulaire prédit. Or la palpation de points anatomiques comme toute mesure manuelle suscite des erreurs (Harlick *et al.*, 2007). Il est donc nécessaire de fournir davantage d'études sur les relations externes-internes pour la prédiction des centres intervertébraux, en se demandant quelle est la plus petite quantité de connaissances *a priori* à fournir pour obtenir une précision acceptable pour les applications envisagées.

### **2.2.3 Relations externes-internes pour l'estimation de la géométrie du rachis**

Les études portant sur les relations externes-internes au niveau de la colonne vertébrale sont nombreuses. Un échantillon est présenté dans la TABLE. 2.2. En majorité ces études ont porté sur l'estimation de la forme de la courbe passant par les corps vertébraux, sur l'estimation des angles de lordose et de cyphose, ou sur des paramètres angulaires cliniques comme l'angle de Cobb à partir de données externes.

#### **Etudes ayant porté sur la prédiction de points du rachis**

Sur l'ensemble des 18 études sur les relations externes-internes au niveau de la colonne vertébrale sélectionnées pour cette revue de littérature, seules 4 études sur l'estimation de la position de centres intervertébraux ou de points remarquables des corps vertébraux ont pu être recensées (Snyder *et al.*, 1972, Sicard et Gagnon, 1993, Chiou *et al.*, 1996, Campbell-Kyureghyan *et al.*, 2005) (TABLE. 2.1 et TABLE. 2.2). Trois études ont porté sur l'estimation des centres intervertébraux lombaires et seule l'étude de Snyder *et al.*

(1972) a intégré la prédiction de quelques centres intervertébraux au niveau thoracique à savoir C7/T1, T4/T5 T8/T9 et T12/L1. La méthode de Campbell-Kyureghyan *et al.* (2005) requiert l'utilisation d'un exosquelette pour l'enregistrement de mouvements de flexion du tronc de 0 à 30°. Tout comme les méthodes fonctionnelles, elle n'est donc pas facilement applicable pour des applications en ergonomie dans des environnements naturels par exemple. Toutes les études portant sur la position des centres intervertébraux ont été menées en 2D sans tenir compte de la position médio-latérale de ces points.

### **Etudes ayant porté sur la prédiction de la forme du rachis**

Les autres études menées ont visé à prédire la forme du rachis à partir de données externes à travers la prédiction des angles du rachis (Willner, 1981, Hart et Rose, 1986, Stokes *et al.*, 1988, Chen et Lee, 1997, Hashemirad *et al.*, 2013, Zemp *et al.*, 2014, Schmid *et al.*, 2015), de la courbure du rachis (Stokes *et al.*, 1988, Bryant *et al.*, 1988, Drerup et Hierholzer, 1994, Bergeron *et al.*, 2005, Huysmans *et al.*, 2004), des dimensions vertébrales (Bertrand *et al.*, 2009), de la position des épineuses (Mörl et Blickhan, 2006) ou du mouvement du rachis (Saunier-Koell, 2010). Ces études sont présentées dans la (TABLE. 2.2).

Le fait que peu d'études aient proposé des relations entre les positions des centres intervertébraux et l'externe s'explique en partie par la difficulté à prédire la valeur d'un paramètre (angle ou position 3D) de la colonne de façon absolue. En effet, la plupart des auteurs ont conclu leurs études en disant que leur modèle était validé pour mesurer les différences relatives au cours du temps entre différentes courbures ou angles (Stokes *et al.*, 1988, Zhang et Xiong, 2003, Zemp *et al.*, 2014, Schmid *et al.*, 2015), mais n'était pas suffisamment fiable pour quantifier de manière absolue la valeur de ces paramètres. L'une des raisons provient de la difficulté à correctement identifier les points anatomiques de la colonne ; un décalage dans la direction verticale entre la position d'un marqueur palpé par rapport à la véritable position de l'épineuse visée est fréquemment rencontré (Harlick *et al.*, 2007, Robinson *et al.*, 2009, Merz *et al.*, 2013, Shin *et al.*, 2011, Schmid *et al.*, 2015). L'autre source d'erreur vient de la rotation des vertèbres, surtout dans le cas d'une population scoliotique. En effet le point palpé sur l'épineuse n'est pas parfaitement aligné avec le centre vertébral dans le plan sagittal et induit des erreurs dans son estimation.

### **Etudes ayant porté sur la prédiction des angles du rachis**

Dans les premières études, des auteurs ont simplement mis en évidence une corrélation entre angles de cyphose et de lordose externes et internes dans le plan sagittal (Willner, 1981, Hart et Rose, 1986, Sicard et Gagnon, 1993, Hashemirad *et al.*, 2013, Schmid *et al.*, 2015). La position et le mouvement de la surface externe du dos n'est cependant pas identique à ceux du rachis en interne (Mörl et Blickhan, 2006). D'autres auteurs ont donc proposé des régressions permettant de passer des mesures angulaires externes aux mesures angulaires internes dans le plan sagittal (Sicard et Gagnon, 1993, Lee *et al.*, 1995, Chiou *et al.*, 1996, Schmid *et al.*, 2015).

### **Etudes ayant porté sur la prédiction de la courbe du rachis**

Les 4 études ayant proposé d'estimer la courbe du rachis ont porté sur une population scoliotique. En effet ces études visaient avant tout à suivre l'évolution de la courbure du

rachis afin de fournir un outil non invasif pour assurer le suivi régulier des patients et leur éviter de nombreuses acquisitions irradiantes. Elles ont toutes été réalisées en partant de l'acquisition de la surface du dos. Parmi elles, deux études proposées par Bergeron *et al.* (2005) et Huysmans *et al.* (2004) ont utilisé une analyse ACP pour prédire la ligne médiane de la colonne vertébrale à partir de la surface du dos à l'aide d'un nombre réduit de paramètres. On remarque que les études portant sur des sujets scoliotiques offrent une population d'étude plus large par rapport aux études portant sur des sujets asymptomatiques, du fait que leurs radiographies sont disponibles au cours des examens médicaux. L'une des contributions de cette thèse sera donc de constituer une base de données externes et internes représentative d'une population asymptomatique.

### **Palpation de points vs. Acquisition de la surface du dos**

Seules les études ayant acquis la surface du dos par rasterstéréographie ou body scanner laser n'ont pas nécessité la palpation des épineuses les plus proches des centres articulaires prédits. La ligne des épineuses était estimée directement par analyse de la surface enregistrée. En général seuls quelques points anatomiques externes étaient palpés dont l'épineuse de C7 et les PSIS (Saunier-Koell, 2010) auxquels a été ajouté S1 dans l'étude de Drerup et Hierholzer (1994) et de Huysmans *et al.* (2004). L'avantage de ce type d'acquisition est qu'elle réduit le temps et les erreurs liés à la palpation des épineuses qui montre de grands écarts interindividuels (Harlick *et al.*, 2007). De plus, les études basées sur l'acquisition de la surface du dos ont pu être menées sur les parties à la fois thoraciques et lombaires qui sont toutes deux directement acquises en quelques secondes.

### **Erreurs d'estimation**

Des corrélations entre la surface externe du dos et la géométrie de la colonne vertébrale ont pu être mises en évidence (Willner, 1981, Hart et Rose, 1986, Stokes *et al.*, 1988) avec des coefficients de Pearson supérieurs à 0.8 (TABLE. 2.2). Par ailleurs, de faibles erreurs d'estimation ont été observées dans les études ayant cherché à prédire la courbe ou des angles de la colonne vertébrale à partir de paramètres externes ( $EIC < 5\text{mm}$ ). L'ensemble des études de la TABLE. 2.2 suggèrent donc qu'un lien existe entre la géométrie de la ligne médiane du dos et la géométrie de la courbe interne passant par les centres intervertébraux. Par ailleurs, Bryant *et al.* (1988) ont montré que les vertèbres étaient réparties de manière uniforme le long de la courbe spinale. Nous garderons en tête l'idée soutenue par ces études de prédire d'abord la courbe interne du dos à partir de la forme de la ligne médiane externe, puis d'estimer la position des centres intervertébraux le long de la courbe interne prédite.

## **2.3 Système d'imagerie médicale retenu pour le recueil de données externes et internes**

Un inventaire exhaustif des technologies pouvant être utilisées pour recueillir des données externes et internes sur des individus a été proposé dans les thèses de Bertrand (2005) et Saunier-Koell (2010). Les travaux de Saunier-Koell (2010) ont porté

TABLE 2.2 – Relations externes-internes pour prédire la forme de la colonne vertébrale

Auteur	2D/3D	Posture	Partie	Type d'estimation	Méthode	Population	Acquisition de l'interne	Acquisition de l'externe	Moyen de validation	Erreur $\pm SD$
Willner (1981)	2D	Debout	Thoracique Lombaire	Angles	Corrélation	41	Radiographies	Pantographie	-	r=0.97 r=0.80
Hart et Rose (1986)	2D	Debout	Lombaire	Angles	Corrélation	6	Radiographies	Bande flexible	-	6.5°
Stokes <i>et al.</i> (1988)	3D	Debout	Thoracique Lombaire	Angles Courbe	Régression	141 scoliotique	Radiographies biplanes	Rasterstereo- photographie	-	0.9° EIC : 0.4 mm
Bryant <i>et al.</i> (1988)	2D	Debout	Thoracique Lombaire	Courbe	Régression	5M / 8F	Radiographies	MRO	-	4.1 $\pm$ 1.7mm (T) 2.1 $\pm$ 1.2mm (L)
Drup et Hierholzer (1994)	3D	Debout	Thoracique Lombaire	Courbe	Régression	113 scoliotique	Radiographies	Raster- stéréographie	Imagerie	EIC : 4.6 mm
Lee <i>et al.</i> (1995)	2D	Debout	Lombaire	Position Angles	Régression	30	Radiographies	MRO	Imagerie	4.3 $\pm$ 3.8mm
Campbell-Kyureghyan <i>et al.</i> (2005)	2D	Debout	Lombaire	Position	Régression	39	IRM	Exosquelette	Imagerie	4.4 $\pm$ 2.8mm
Bergeron <i>et al.</i> (2005)	3D	Debout	Thoracique Lombaire	Courbe	ACP, apprentissage statistique	149 scoliotique	Radiographies biplane	Body scanner laser	Imagerie	EIC : 4.1 $\pm$ 2.8mm
Huyssmans <i>et al.</i> (2004)	2D	Debout	Thoracique Lombaire	Courbe	Modèle statistique de forme	264 scoliotique	Radiographies	Raster- stéréographie	Imagerie	EIC(SD) : 3.0 mm
Mörl et Blickhan (2006)	3D	Assis	Lombaire	Position épineuses	Régression	9	IRM	Marqueurs IRM	-	SD : 8.7mm
Bertrand <i>et al.</i> (2009)	Debout	Debout	Thoracique Lombaire	Dimensions vertébrales	Régressions	85 sujets	Radiographies biplanes	Mesures anthropométriques	imagerie	SEE < 10%
Saunier-Koell (2010) (Thèse)	3D	Debout Assis	Thoracique Lombaire	Mouvement	Corrélations Optimisation	11F / 5H	Radiographies biplanes	Body scanner	Imagerie	x : -0.1 $\pm$ 6.6mm y : -0.7 $\pm$ 4.8mm z : -1.4 $\pm$ 4.3mm
Hashemirad <i>et al.</i> (2013)	2D	Couché	Lombaire	Angles	Corrélations	2H / 10F	Fluoroscopie	Marqueurs fluoroscopie	-	-
Zemp <i>et al.</i> (2014)	2D	Debout	Thoracique Lombaire	Angles	Corrélations	4H / 3F	IRM	Marqueurs IRM	-	4.1°(T) 17.1° (L)
Schmid <i>et al.</i> (2015)	3D	Assis	Thoracique Lombaire	Angles	Régression	10 scoliotique	Radiographies biplanes	MRO	-	sagittal < 10° frontal : 27.4°

Note : L'absence de validation est indiquée par un tiret (-), EIC : Ecart inter courbe, désigne les écarts entre la courbe du rachis estimée et la courbe réelle, SD : écart-type, SEE : erreur standard d'estimation, MRO : marqueurs radio-opaques.

sur les relations externes-internes au niveau de la colonne vertébrale chez une population scoliotique et ceux de Bertrand (2005), également focalisés sur le tronc, ont porté sur l'estimation des dimensions du squelette interne à partir de mesures anthropométriques. Les technologies envisagées par ces deux auteurs comportent la radiographie, le CT-scan et l'IRM. Le principal inconvénient de la radiographie conventionnelle et du CT-scan provient du caractère ionisant des rayons X émis. L'inconvénient de l'IRM, outre le temps et le coût d'une acquisition du corps entier, provient du fait que le sujet est couché à l'intérieur de la cabine. Cette position ne permet pas de tenir compte de l'effet des contraintes gravitationnelles sur la biomécanique de la colonne vertébrale par rapport à la position debout. Pour ces raisons, Bertrand (2005) et Saunier-Koell (2010) ont préféré collecter des données externes-internes à partir de radiographies biplanes à l'aide du système EOS.



FIGURE 2.5 – Système de radiographie EOS, radiographies biplanes et reconstructions du squelette, EOS Imaging, Paris, France, depuis le site <http://www.eos-imaging.com>, News Media, Media Room

Le système de radiographie EOS est né de la collaboration entre le Laboratoire de Biomécanique (LBM, Paris, France, aujourd'hui Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak), l'hôpital Saint-Vincent de Paul (Paris, France), le Laboratoire de recherche en Imagerie et Orthopédie (LIO, ETS-CRCHUM, Montréal, Canada) et la société Biospace Med (aujourd'hui EOS Imaging, Paris, France). Cette technologie basée sur les travaux du Professeur Charpak (Prix Nobel de Physique, 1992) sur les détecteurs de particules ionisées, permet l'acquisition de radiographies à basse dose d'irradiation. Chaque prise réalisée avec le système EOS est jusqu'à sept fois moins irradiante qu'une radiographie conventionnelle (Kalifa *et al.*, 1998, Deschênes *et al.*, 2010). Les radiographies obtenues permettent d'identifier à la fois les os et les contours de la peau par les différents niveaux de gris. Le gris clair correspond à une forte absorption des faisceaux par les tissus (comme l'os cortical) et le gris foncé correspond à un faible niveau d'absorption comme les tissus mous. Par ailleurs, grâce à la stéréoradiographie et à l'aide

d'algorithmes de triangulation, il est possible de reconstruire en 3D des objets visibles sur les deux vues. Ainsi il a été proposé de combiner ces deux innovations en réalisant un système qui permette d'acquérir simultanément deux radiographies orthogonales par balayage vertical de la tête aux pieds, pendant que le sujet se tient debout dans la cabine (Dubousset *et al.*, 2010).

La simultanéité des acquisitions biplanes évite l'introduction de mouvements entre deux radiographies qui seraient prises l'une après l'autre. De ce fait, cette technologie est un système de stéréoradiographie idéal. Les radiographies sont prises dans un environnement calibré permettant ainsi de connaître les positions des sources de rayons X et des plans de projection. Des méthodes ont été proposées pour reconstruire en 3D le rachis (Humbert *et al.*, 2009), le bassin (Mitton *et al.*, 2006), les membres inférieurs (Chaibi *et al.*, 2012, Quijano *et al.*, 2013), la cage thoracique (Aubert *et al.*, 2014) et l'enveloppe (Sandoz *et al.*, 2010, Travert, 2012). Néanmoins les solutions proposées pour reconstruire l'enveloppe sont encore longues (Sandoz *et al.*, 2010) ou manquent de réalisme (Travert, 2012).

## 2.4 Synthèse sur le choix des méthodes et objectif précisé de la thèse

Au vu de la synthèse des relations existantes et des méthodes pouvant être envisagées pour la prédiction de l'interne à partir de l'externe, les objectifs et méthodes pour ce projet ont été précisés :

### **Etat de l'art**

Les mannequins anthropométriques fournissent des informations primordiales, en particulier la position du squelette filaire et la représentation de l'enveloppe externe, dont il est nécessaire d'évaluer la précision afin de pouvoir mener des analyses cinématiques et dynamiques fiables. Or aucune étude publiée à ce jour n'a proposé d'évaluer les relations externes-internes utilisées par les mannequins anthropométriques existants. Un premier travail préparatoire consistera donc à évaluer la précision de l'estimation des principaux centres articulaires du squelette filaire de deux mannequins parmi ceux les plus utilisés en ergonomie afin de compléter l'état de l'art (Chapitre 3).

### **Base de données externes-internes**

Il a été observé que les bases de données utilisées pour la recherche de données externes-internes étaient beaucoup plus larges dans le cas d'études sur des sujets scoliothiques. La difficulté à obtenir un nombre conséquent de données externes et internes sur des sujets asymptomatiques est liée au fait que l'obtention de ce type de données nécessite l'utilisation contrôlée de techniques d'imagerie médicale souvent réservées aux milieux hospitaliers. Les nombreux travaux réalisés à l'Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak pour la reconstruction en 3D du squelette et de l'enveloppe du corps humain à partir du système EOS à basse dose d'irradiation ont permis de rassembler une quantité conséquente de radiographies biplanes de sujets asymptomatiques. Après un inventaire des données à disposition, et en collaboration avec d'autres chercheurs et membres du personnel de l'Institut, il s'agira de constituer une base de reconstructions 3D externes et internes. La représentativité de la population étudiée sera la plus diversifiée possible en termes de genre, d'âge et d'IMC. Les méthodes de reconstruction des os ont déjà été validées et publiées dans la littérature. Afin de bénéficier des données externes et internes d'un individu, un travail de validation de la méthode de reconstruction de l'enveloppe externe à partir de radiographies biplanes constituera le deuxième travail préparatoire de cette thèse (Chapitre 4)

Ces deux premiers volets de travail constitueront la partie "Travaux préparatoires" de cette thèse.

### **Points anatomiques internes étudiés**

Peu de relations externes-internes originales ont été proposées pour prédire la chaîne cinématique complète d'un individu. Plus particulièrement, aucune étude n'a encore été proposée pour prédire l'ensemble des centres intervertébraux cervicaux, thoraciques et

lombaires. Les études existantes (avec évaluation) ont toutes été menées sur le rachis lombaire uniquement. Face à cette constatation, une attention particulière sera portée à l'estimation de l'ensemble des centres intervertébraux de C3/C4 à L5/S1. A ces centres s'ajouteront l'estimation de C1/C2, des centres des hanches, des genoux et des chevilles qui font toujours partie de la chaîne cinématique des mannequins numériques du corps humain. D'autres points anatomiques internes du bassin seront également prédits, tels que les ASIS, PSIS, sommets des crêtes iliaques et extrémités des ischions afin de définir l'orientation du bassin. Les relations externes-internes portant sur des points internes des membres supérieurs ne seront pas abordées, du fait que les dimensions du champ d'acquisition du système EOS ne permettent pas toujours de bien les distinguer selon la position standard prise dans la cabine EOS.

La définition des points estimés est fournie dans l'Annexe A.

### Méthodes utilisées

En fonction des applications toutes les méthodes présentées offrent des avantages et des inconvénients. Dans ce projet, la principale motivation est de pouvoir générer des mannequins personnalisés simples avec une enveloppe et un squelette filaire de manière robuste et rapide. L'utilisation des méthodes fonctionnelles nécessitant un système de capture du mouvement et n'étant adaptées qu'à la prédiction de certains centres articulaires n'a donc pas été retenue. Différentes mesures externes ont été utilisées pour prédire les centres articulaires du squelette filaire, telles que la palpation de points anatomiques, l'acquisition de la surface 3D complète de l'enveloppe, ou encore l'enregistrement du mouvement. Néanmoins l'acquisition de mesures externes de façon manuelle est source d'erreurs qui se répercutent sur la précision de l'estimation. Le fil conducteur des recherches menées au cours de ce projet consistera à se demander quelle est la plus petite quantité de connaissances *a priori* nécessaire pour prédire avec précision des points du squelette interne. La notion de connaissance *a priori* implique le nombre de prédicteurs de l'enveloppe externe à considérer, leur facilité d'accès et reproductibilité. Plus un prédicteur est difficile à obtenir, c'est à dire plus il nécessite d'entraînement ou un dispositif externe pour l'obtenir, plus la connaissance *a priori* à fournir pour appliquer une méthode est importante. Trois méthodes seront proposées selon la connaissance *a priori* requise et les applications envisagées :

- La première (Chapitre 5) proposera une analyse en composante principales (ACP) de la surface externe du tronc et du bassin incluant des points internes du squelette. Cette première étude permettra d'étudier en 3D s'il existe un lien entre la position des points du squelette interne et la forme externe du corps.
- Afin d'améliorer la précision de la prédiction par rapport à la méthode ACP, une seconde étude (Chapitre 6), en 2D, proposera des régressions s'appuyant sur une sélection plus fine des prédicteurs issus de l'enveloppe externe, comme le profil du dos et la palpation quelques points anatomiques externes. Ce type de méthode est celle qui est la plus couramment utilisée en analyse de la posture et du mouvement dans les laboratoires disposant d'un système de capture du mouvement. Cette méthode pourrait tout autant être appliquée pour des études en ergonomie

que pour des études plus cliniques pour lesquelles la représentation de l'enveloppe externe n'est pas toujours nécessaire.

- Le chapitre 7 de la thèse rassemblera des méthodes de prédiction en 3D établies pour différents segments du corps afin de prédire plusieurs points internes tout le long du squelette longitudinal à partir de points palpés et du profil du dos. L'importance d'une évaluation *in vivo* des relations externes-internes a été soulignée. Les méthodes retenues seront donc appliquées à des scans 3D et évaluées à l'aide du système EOS.
- Enfin une dernière étude plus exploratoire proposera des relations externes-internes en 3D à l'aide d'une méthode de segmentation automatique de l'enveloppe externe et en s'affranchissant de toute palpation de points anatomiques externes. Ce type d'étude pourrait permettre des analyses en situation réelle, sur un lieu de travail par exemple, où il est nécessaire de générer le mannequin personnalisé d'un opérateur avec un minimum d'intervention auprès de ce dernier.

La suite de cette thèse portera sur les travaux préparatoires du projet.



# Travaux préparatoires



# Chapitre 3

## Evaluation du réalisme des mannequins numériques utilisés pour la simulation en ergonomie

Les mannequins numériques sont très utilisés en ergonomie pour étudier les interactions entre un être humain et son environnement. Néanmoins très peu d'études vérifiant le réalisme des mannequins actuels sont parues. L'étude présentée dans ce chapitre propose en particulier d'évaluer les positions des centres articulaires parmi deux des mannequins les plus utilisés dans l'industrie. Cette étude est publiée dans *Ergonomics* (Nérot *et al.*, 2015b). Elle est présentée dans ce chapitre dans sa version française.

### 3.1 Introduction

Les mannequins numériques ont été développés depuis le début des années 1960 et sont aujourd'hui utilisés pour l'évaluation ergonomique d'un produit ou d'un espace de travail dès ses premières phases de conception (voir une revue complète dans Bubb et Fritzsche (2009)). Ils sont principalement utilisés pour dimensionner un produit ou un espace de travail tel que l'intérieur d'un véhicule. Ils peuvent encore servir à évaluer l'impact biomécanique du port de charges au travail en particulier en simulant la posture et le mouvement des opérateurs. Derrière ces outils de simulation, tous les modèles humains sont relativement similaires ; à savoir, ils sont composés d'une enveloppe externe et d'un réseau filaire articulé interne représentant le squelette avec plus ou moins de degrés de liberté. Plus récemment, des modèles plus évolués ont été développés pour des applications spécifiques. Un modèle musculo-squelettique détaillé est notamment implémenté dans le logiciel de modélisation du corps humain Anybody, visant à estimer les forces musculaires par cinématique inverse (Damsgaard, 2006). A l'aide d'Anybody, l'activation musculaire dans une posture de conduite a par exemple été simulée par Grujicic *et al.* (2010) pour évaluer l'effet de la fatigue sur de longues distances de conduite. Dans le cas de la simulation du confort en posture assise, des modèles déformables en éléments finis encore plus sophistiqués offrant une représentation réaliste des tissus mous ont été développés dans le projet "Calculated Sitting Man in Research" (CASIMIR) (Siefert *et al.*, 2008). Etant donné la spécificité de l'application visée par chacun, différents modèles humains avec leurs fonctionnalités propres sont souvent nécessaires afin

de résoudre l'ensemble des problèmes rencontrés lors de la conception d'un produit tel qu'une voiture.

Localiser de façon précise les centres articulaires de ces modèles humains est important, surtout pour mener des analyses biomécaniques durant certaines tâches, comme le port de charges lors de travaux manuels. Une estimation imprécise des centres articulaires entraînerait des imprécisions dans l'estimation de la charge subie par une articulation (Chaffin, 1997). Localiser de façon précise les centres articulaires est également important lorsque différents modèles humains doivent être utilisés ensemble. Pour cela, non seulement un protocole commun d'échange de données est nécessaire comme suggéré par Bonin *et al.* (2014), mais plus encore, les modèles humains doivent être anatomiquement corrects et proposer une représentation réaliste des centres articulaires. Par exemple, pour un même jeu d'angles articulaires fourni à plusieurs mannequins, différentes postures risqueraient d'être obtenues en cas de différences entre les positions des centres articulaires. De ce fait, si la posture prédite par un modèle multicorps sans représentation musculaire tel que RAMSIS était utilisée comme donnée d'entrée pour un modèle musculo-squelettique tel qu'Anybody, il faudrait au préalable s'assurer que les centres articulaires prédits par RAMSIS sont suffisamment précis car une erreur dans la position des articulations affecterait grandement l'estimation de la force musculaire par Anybody. En effet, Delp et Maloney (1993) ont montré qu'un déplacement vertical du centre de hanche de 2 cm réduisait le bras de levier du moment d'abduction par 12% et le moment d'abduction isométrique maximum de 49%.

Cependant, à notre connaissance, très peu d'études vérifiant le réalisme des mannequins numériques actuels sont parues. Oudenhuijzen *et al.* (2009) ont effectué une étude de validation et de vérification de cinq modèles humains pour l'évaluation ergonomique du cockpit de l'avion F-16D. Seulement quelques mesures anthropométriques ont été comparées entre les mannequins numériques générés et les sujets réels de référence ; la position des centres articulaires n'a pas été étudiée. A l'aide des progrès récents en imagerie médicale, l'accès à l'enveloppe externe et au squelette interne devient possible. Par exemple, le système à basse dose d'irradiation EOS (EOS Imaging, France) permet d'extraire la forme du corps et la surface des os en 3D de la tête aux pieds à partir de deux radiographies simultanées dans le plan antéro-postérieur et latéral (Dubouset *et al.*, 2010). Cette étude a pour objectif de vérifier le réalisme des mannequins existants en ce qui concerne la position des centres articulaires. Deux mannequins couramment utilisés ont été sélectionnés : Human Builder (HB) de Dassault Systèmes et RAMSIS de Human Solutions. Le premier est largement utilisé dans l'évaluation des processus de conception d'espaces de travail et propose une représentation complète du rachis thoracique et lombaire, alors que le second est principalement utilisé pour la conception des intérieurs de véhicules et dispose d'un modèle de rachis plus simplifié.

## 3.2 Matériel et méthode

### 3.2.1 Acquisition de données

Dix-huit sujets ont été sélectionnés dans la base de données externes et internes décrite dans Bertrand *et al.* (2006), en fonction de la qualité des radiographies (sujet bien centré, radiographie nette) et en fonction de leur indice de masse corporelle (IMC).

Les participants étaient des adultes asymptomatiques avec valeurs d'IMC relativement rapprochées. Très peu de participants présentaient un IMC de 16 à 18.5  $kg.m^2$ . C'est pourquoi, trois groupes d'IMC ont été redéfinis : un groupe de femmes avec un IMC inférieur à 21  $kg.m^2$ , un groupe d'hommes avec un IMC supérieur à 25  $kg.m^2$  et un groupe mixte avec un IMC compris entre 21 et 25  $kg.m^2$ . Chaque groupe était composé de six sujets de tailles variables. Pour chacun des sujets, 54 mesures anthropométriques issues de la base de données utilisée, telles que la taille, la largeur du thorax ou le tour de cuisse pouvaient être utilisées pour créer les mannequins personnalisés propres à chaque sujet. Dans le même temps, des radiographies biplanes (face et profil) avaient été collectées pour ces mêmes sujets à l'aide du système basse dose EOS dans une position debout ("free standing position") avec l'approbation du comité éthique de Paris Saint Antoine (approbation no.02547). Les vues de face et profil avaient été obtenues simultanément dans un environnement calibré (Dubousset *et al.*, 2010, Deschênes *et al.*, 2010). Il avait été demandé aux sujets de se tenir dans une position naturelle redressée et de retenir leur respiration durant le temps de l'acquisition. Les coudes étaient légèrement relevés de manière à pouvoir poser les mains sur les joues.

Un logiciel développé en interne permettant de reconstruire en trois dimensions les os à partir des radiographies biplanes avait été utilisé (Dubousset *et al.*, 2010). Les reconstructions 3D de la colonne de C3 à L5 avaient été réalisées par (Bertrand *et al.*, 2006) en utilisant une méthode décrite dans Pomeroy *et al.* (2004). Pour la présente étude, les reconstructions 3D des fémurs ont été ajoutées en utilisant la méthode de Chaibi *et al.* (2012). De plus, les contours de la peau étant également visibles sur les deux radiographies, les informations à la fois sur la forme externe du corps et sur le squelette interne étaient donc disponibles.

### 3.2.2 Création de mannequins numériques et ajustement postural

Des modules propres à HB et RAMSIS sont disponibles pour générer des mannequins personnalisés à partir de dimensions anthropométriques fournies en entrée. Pour HB, plus de 70 mesures anthropométriques telles que la taille, la hauteur d'assise ou le poids, peuvent être utilisées comme données d'entrée pour créer un mannequin. En pratique, l'ensemble des mesures anthropométriques requises n'est pas disponible. Les paramètres manquants sont estimés automatiquement à partir d'une base de données fournie par le module. Une procédure similaire est rencontrée pour créer un mannequin RAMSIS personnalisé, qui nécessite de fournir 22 dimensions anthropométriques. Les mesures anthropométriques utilisées pour générer les mannequins personnalisés HB et RAMSIS pour les sujets de cette étude sont listées dans la TABLE. 3.1.

On peut remarquer que les paramètres d'entrée pour chacun des deux mannequins sont relativement différents. La plupart des mesures avaient été relevées manuellement par Bertrand *et al.* (2006); quelques dimensions supplémentaires ont été ajoutées à partir de mesures sur les radiographies biplanes des volontaires.

Chaque mannequin devait être positionné de la même manière que le sujet qu'il représentait afin de permettre leur comparaison. Pour cela, les mannequins personnalisés générés étaient exportés dans un logiciel interne (appelé RPx), qui permettait également l'import des radiographies biplanes. Une fois le mannequin numérique personnalisé pour

## CHAPITRE 3 : EVALUATION DU REALISME DES MANNEQUINS

TABLE 3.1 – Liste des paramètres d’entrée pour créer les mannequins HB et RAMSIS

Nom du paramètre	Définition du paramètre	HB (15)	RAMSIS (18)
Taille	Distance du sol au sommet de la tête	x	x
Poids		x	x
Sexe		x	x
Hauteur de l’acromion	Distance du sol à l’acromion	x	
Profondeur du bassin	Profondeur du tronc au niveau du point le plus saillant du bassin	x	
Largeur de la taille	Distance entre les hanches au niveau des points anatomiques externes de la taille	x	
Hauteur du genou	Distance entre le sol et le centre du genou au niveau de la rotule	x	
Longueur du pied	Distance entre la pointe du plus grand orteil et l’arrière du talon du pied d’appui	x	
Profondeur abdominale	Distance entre le point le plus antérieur de l’abdomen et le point du dos à la même hauteur	x	
Profondeur du buste (EOS) <sup>1</sup>	Distance entre le point au milieu de la poitrine et le point du dos à la même hauteur	x	x (au niveau du processus xiphoïde)
Largeur de la taille (assis)	Largeur de la taille à hauteur du nombril	x	
Largeur du buste	Largeur maximale au niveau du point au milieu de la poitrine	x	
Longueur du bras	Distance entre l’acromion et l’oléocrâne sur le coude fléchi à 90°	x	x
Longueur de l’avant-bras	Distance entre le processus radial et le processus styloïde	x	
Hauteur du grand trochanter	Distance verticale entre le sol et le grand trochanter	x	
Hauteur d’assise	Distance entre le sommet de la tête et le plan d’assise		x
Longueur bassin-genou	Distance du point le plus saillant des fesses au point le plus saillant de la rotule du genou droit ou situé juste sous la rotule		x
Circonférence maximale de la cuisse	Circonférence maximale de la cuisse dans un plan orthogonal à la jambe		x
Circonférence maximale de la jambe	Circonférence maximale de la jambe dans un plan orthogonal à la jambe		x
Circonférence maximale du bras	Circonférence du bras droit relâché au niveau de la convexité maximale du biceps		x
Circonférence maximale de l’avant-bras	Circonférence de l’avant-bras au point légèrement distal au coude le plus proéminent		x
Largeur de la tête	Distance entre les deux points les plus saillants sur les côtés de la tête dans le plan frontal plus proéminents dans le plan frontal		x
Hauteur de la tête (EOS)	Distance entre le point le plus haut de la tête dans le plan médian au point le plus bas de la mâchoire		x
Longueur du pied	Distance entre la pointe du pied et l’arrière du talon		x
Largeur du pied	Distance du point médial le plus saillant du 1er métatarse au point latéral le plus saillant du 5ème métatarse		x
Hauteur du siège	Distance entre le plan d’assise et le sol		x
Largeur du bassin	Distance entre les deux points les plus saillants des crêtes iliaques		x
Profondeur de la tête	Distance entre la glabelle et l’opisthocranion		x

Notes : Les paramètres avec l’indication (EOS) ont été mesurés indirectement à partir des radiographies EOS. Tous les autres ont été mesurés manuellement sur les volontaires.

un sujet et les deux radiographies de ce même sujet importées dans RPx, la posture du mannequin était manuellement ajustée de manière à ce que les contours du mannequin collent aux contours visibles de la peau du sujet (FIG. 3.1) (voir Seitz *et al.* (2000), Wang (2005), Bubb et Fritzsche (2009) pour une description de la méthode de mise en correspondance des contours du mannequin sur un sujet). Ainsi la position finale du mannequin était la free standing position adoptée dans la cabine EOS. Il était demandé aux opérateurs qui effectuaient la superposition manuelle des contours d'ajuster d'abord le bassin, puis le haut et le bas du corps. Comme la forme externe du corps, surtout le ventre, peut s'avérer relativement variable à cause de la présence de tissus mous, il leur était demandé de favoriser la superposition des contours du dos et du cou dans le plan sagittal. Du fait de l'espace limité dans la cabine EOS, le ventre des personnes en surpoids était souvent coupé sur les radiographies. Afin d'éviter la tentation d'ajuster la position du mannequin à partir du squelette visible sur les radiographies, le réseau filaire interne des mannequins avait été coloré d'un gris similaire à celui des os sur les radiographies. De plus il était demandé aux opérateurs de ne pas se référer au squelette du mannequin durant l'ajustement de sa posture.

### 3.2.3 Paramètres utilisés pour la comparaison entre mannequins personnalisés générés et sujets réels

Les mannequins personnalisés possèdent à la fois une enveloppe externe du corps et un squelette filaire interne composé de différents centres articulaires ; quelques-uns de ces paramètres externes et internes ont été comparés avec les sujets réels représentés par chacun des mannequins et sont définis dans la TABLE. 3.3.

Alors que RAMSIS fournit une représentation simplifiée de la colonne avec seulement sept centres vertébraux se rapprochant de S2/S3 (GLK), L4/L5 (GLL), T12/L1 (GBL), T8/T9 (GBB), T4/T5 (GHB), C4/C5 (GKH), HB comprend une représentation complète des articulations du rachis thoracique et lombaire. Parmi elles six articulations ont été sélectionnées : le genou, la hanche, C1/Tête, T4/T5, T8/T9 et T12/L1. Leurs positions ont été comparées aux articulations des sujets dans un système de coordonnées global calculé à partir des reconstructions 3D du bassin et prenant en compte l'orientation des sujets :

TABLE 3.2 – Définition des axes du repère

Origine	Milieu du segment entre les centres des acetabulum droit (Ac_d) et gauche (Ac_g)
Z	Direction verticale pointant vers le haut donnée par le système EOS
X	La direction perpendiculaire au plan frontal passant par Ac_d et Ac_g, dirigée vers l'avant
Y	La direction perpendiculaire à Z et X, dirigée vers la gauche

Les positions des centres de hanche et genoux droits et gauches ont été rassemblées ensemble. Les coordonnées de la jambe droite ont été rendues symétriques à la jambe gauche par rapport au plan sagittal. En plus de ces six centres articulaires, les distances entre les centres articulaires des genoux et des hanches (longueur du fémur), entre les deux centres de hanche (largeur des hanches), ainsi que la somme des distances entre les centres vertébraux (longueur de la colonne vertébrale) ont été calculées.

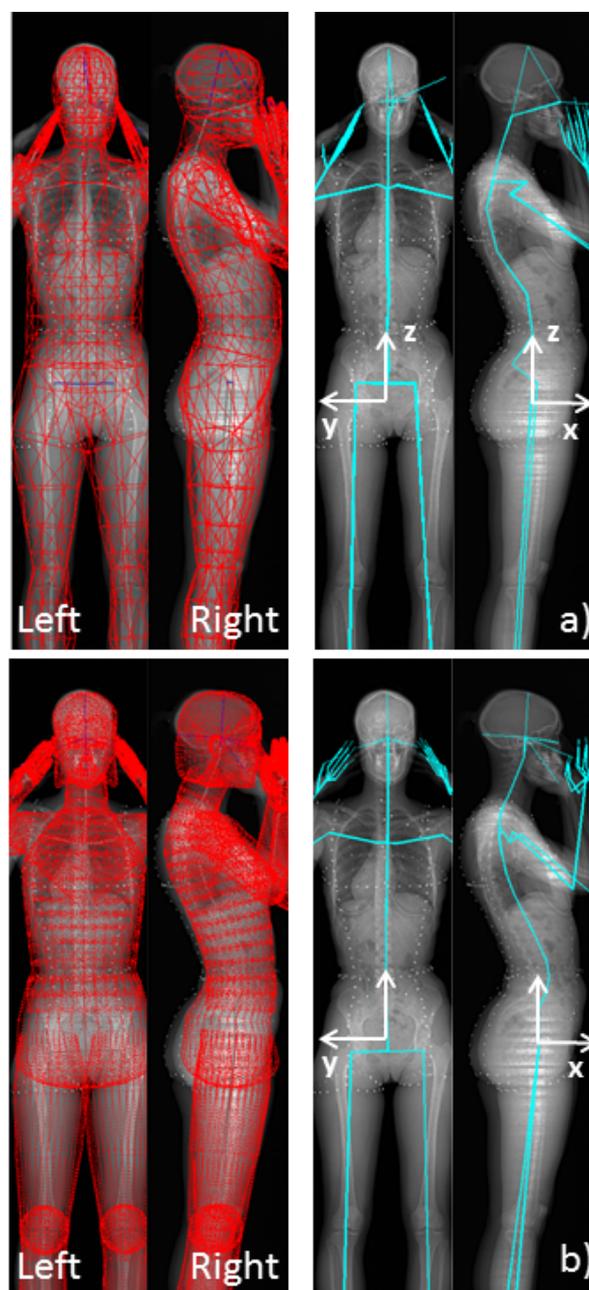


FIGURE 3.1 – Ajustement de la posture d'un mannequin : Superposition de l'enveloppe externe d'un mannequin personnalisé sur les contours de la peau d'un sujet réel. (a) RAMSIS (b) HB. Ergonomics (Nérot *et al.*, 2015a)

Hormis les longueurs des segments, la plupart des dimensions anthropométriques externes utilisées pour générer un mannequin dépendent de la position du sujet au moment de la mesure. De plus, elles nécessitent souvent l'identification de points anatomiques externes sur le corps (acromion, point du buste, nombril etc.) qui ne sont pas représentés sur les mannequins. De ce fait, il est difficile, voire impossible, de mesurer sur les mannequins les dimensions des différents segments. Dans cette étude, quelques paramètres externes ont toutefois été comparés et sont listés dans la TABLE. 3.3. La taille, la profondeur et la largeur de la taille ont été estimés manuellement sur les mannequins personnalisés HB et RAMSIS une fois leur posture ajustée sur les radiographies biplanes. Puis les mannequins ont été positionnés selon les postures standard debout et assise, correspondant à celles adoptées lors des mesures anthropométriques manuelles, afin de vérifier si la taille, la longueur bassin-genou et la hauteur d'assise des mannequins correspondaient bien aux dimensions anthropométriques des sujets réels.

TABLE 3.3 – Liste des paramètres utilisés pour comparer les mannequins personnalisés HB et RAMSIS à partir des reconstructions EOS

No.	Paramètre	Définition
1	C1/Tête	Sommet du processus de l'odontoïde
2	T4/T5	Centre du segment liant le barycentre du plateau inférieur de T4 et du plateau supérieur de T5 (Snyder <i>et al.</i> , 1972)
3	T8/T9	Centre du segment liant le barycentre du plateau inférieur de T8 et du plateau supérieur de T9 (Snyder <i>et al.</i> , 1972)
4	T12/L1	Centre du segment liant le barycentre du plateau inférieur de T12 et du plateau supérieur de L1 (Snyder <i>et al.</i> , 1972)
5	HJC_d	Centre de hanche droit (Chaïbi <i>et al.</i> , 2012)
6	HJC_g	Centre de hanche gauche (Chaïbi <i>et al.</i> , 2012)
7	Centre du genou	Milieu de l'axe reliant les centres de deux sphères ajustées aux condyles fémoraux
8	Largeur des hanches	Distance entre les deux centres de hanche
9	Longueur de la colonne	Somme des distances entre $(HJC\_d + HJC\_g)/2$ , C1/Tête, T4/T5, T8/T9, T12/L1, L4/L5
10	Longueur du fémur	voir TABLE. 3.1
11	Taille	voir TABLE. 3.1
12	Longueur bassin-genou	voir TABLE. 3.1
13	Hauteur d'assise	voir TABLE. 3.1
14	Profondeur de la taille	Profondeur du thorax au niveau du centre du nombril
15	Largeur de la taille	Largeur du thorax à hauteur du centre du nombril
16	Profondeur du buste	voir TABLE. 3.1

### 3.2.4 Variabilité intra- et inter-opérateur dans la localisation des centres articulaires

Une fois un mannequin généré à partir de dimensions anthropométriques externes, la qualité de la superposition des contours sur les radiographies biplanes correspondantes a été quantifiée. Afin d'estimer les incertitudes associées, les positions des centres articulaires des mannequins ont été relevées une fois l'ajustement sur les radiographies

effectué par un opérateur et comparées entre plusieurs opérateurs. Trois opérateurs ont participé à l'étude pour évaluer la variabilité intra- et inter-opérateur dans cette tâche. L'un des opérateurs était familier avec la procédure d'ajustement des contours du mannequin sur son sujet (opérateur expérimenté). Les deux autres n'avaient jamais utilisé RPX auparavant et ont donc été formés par l'opérateur expérimenté. Quatre sujets ont été sélectionnés parmi les trois groupes d'IMC (deux parmi le groupe à  $IMC < 21 \text{ kg.m}^2$ , un dans le groupe intermédiaire et un dans le groupe à  $IMC > 25 \text{ kg.m}^2$ ) avec des tailles variant de 1.58 à 1.89 m. L'opérateur expérimenté effectuait l'ajustement de la posture des mannequins trois fois pour chacun de ces quatre sujets alors que les deux autres opérateurs ne le faisait qu'une seule fois. Trois indicateurs ont été définis pour mesurer la variabilité intra-opérateur dans la localisation de chaque centre articulaire :

1. La moyenne des quatre distances moyennes entre trois observations ( $n = 3$ ) et leur moyenne pour un même opérateur sur les quatre sujets sélectionnés ( $m = 4$ ) :

$$D_1 = \frac{1}{m} \times \frac{1}{n} \times \sum_{i=1}^m \sum_{j=1}^n \sqrt{(x_{ij} - \bar{x}_i)^2 + (y_{ij} - \bar{y}_i)^2 + (z_{ij} - \bar{z}_i)^2}$$

où  $(x_{ij}, y_{ij}, z_{ij})$  est la position de l'articulation pour le sujet  $i$  au moment de la répétition  $j$  et  $(\bar{x}_i, \bar{y}_i, \bar{z}_i)$  la position moyenne sur les trois répétitions.

2. La moyenne des quatre distances maximales entre trois observations ( $n = 3$ ) et leur moyenne pour un même opérateur sur les quatre sujets sélectionnés ( $m = 4$ ) :

$$D_2 = \frac{1}{m} \sum_{i=1}^m \max_j (\sqrt{(x_{ij} - \bar{x}_i)^2 + (y_{ij} - \bar{y}_i)^2 + (z_{ij} - \bar{z}_i)^2})$$

3. La moyenne des quatre distances maximales entre trois observations ( $n = 3$ ) pour un même opérateur sur les quatre sujets sélectionnés ( $m = 4$ ) :

$$D_3 = \frac{1}{m} \sum_{i=1}^m Dis_{i,max}$$

où  $Dis_{i,max}$  est la distance maximale entre les positions d'une articulation sur trois observations par le sujet  $i$ .

Pour la variabilité inter-opérateur, les résultats du premier essai de l'opérateur expérimenté étaient comparés avec ceux des deux autres opérateurs. Les indicateurs correspondants ont été calculés de façon similaire avec trois opérateurs ( $n = 3$ ) pour les quatre sujets sélectionnés ( $m = 4$ ).

### 3.2.5 Analyse statistique

En plus des moyennes et écart-types (SD) des écarts mesurés entre les sujets et leurs mannequins personnalisés pour les paramètres de la TABLE. 3.3, l'effet de l'IMC a également été étudié à l'aide d'un test non paramétrique de Kruskal-Wallis. Lorsque le test de Kruskal-Wallis indiquait une différence significative entre les trois groupes d'IMC, un test de Wilcoxon était effectué pour tester lequel des trois groupes était

significativement différent des autres. Un test apparié de Student a été utilisé pour comparer les deux mannequins HB et RAMSIS.

## 3.3 Résultats

### 3.3.1 Paramètres externes

Les écarts pour les sept dimensions anthropométriques entre les sujets et leurs mannequins personnalisés sont présentés dans la TABLE. 3.4.

La taille, la hauteur d'assise, la longueur bassin-genou, et la profondeur du buste avaient été utilisées pour créer les mannequins RAMSIS. Ces mesures ont montré une erreur inférieure à  $6.4 \pm 14.1$  mm, alors que la profondeur et la largeur de la taille, qui ont été estimées automatiquement, ont montré une erreur plus grande de  $25.2 \pm 21.8$  mm en moyenne.

Les mesures utilisées pour générer les mannequins HB, telles que la profondeur du buste et la taille standard ont montré une erreur inférieure à  $4.5 \pm 2.0$  mm en moyenne, alors que les mesures qui avaient été estimées automatiquement telles que la hauteur d'assise, la distance bassin-genou, la profondeur et la largeur de la taille ont montré de plus grandes erreurs, jusqu'à  $35.0 \pm 21.0$  mm. Toujours pour HB, l'écart entre la taille mesurée sur le mannequin en position EOS et la taille réelle du sujet dans la même posture était de  $8.3 \pm 9.0$  mm. Cet écart était légèrement supérieur à l'écart entre la taille mesurée en posture standard et la taille réelle de  $4.5 \pm 2.0$  mm.

Une plus grande différence a été observée pour RAMSIS entre les tailles mesurées à partir des deux postures debout : l'erreur par rapport à la posture EOS était de  $-37.5 \pm 8.5$  mm et l'erreur par rapport à la posture standard était de  $-4.4 \pm 5.0$  mm.

### 3.3.2 Centres articulaires

**Variabilité intra- et inter-opérateur** Les valeurs des trois indicateurs de variabilité intra- et inter-opérateur basés sur la position des centres articulaires des mannequins après ajustement manuel de leur posture sont fournies dans la TABLE. 3.5. Concernant la variabilité intra-opérateur, la distance maximale entre trois répétitions ( $D_3$ ) était inférieure à 11.3 mm pour HB. Une plus grande variabilité intra-opérateur a été observée pour RAMSIS, atteignant 17.1 mm sur la position du centre du genou. Concernant la variabilité inter-opérateur, de plus grands écarts sur  $D_3$  ont là encore été observés pour RAMSIS avec la distance la plus grande à 32.1 mm pour T4\T5.

**Position des centres articulaires** Les différences obtenues entre les positions des six centres articulaires étudiés entre sujets et leurs mannequins personnalisés sont résumées dans la TABLE. 3.6 et la TABLE. 3.7. Comme les écarts au niveau des centres intervertébraux dans la direction latérale (y) étaient inférieurs à  $1.5 \pm 9.5$  mm, seuls les écarts en x et z sont présentés dans la TABLE. 3.6. Les erreurs affectant la position latérale des hanches peuvent être estimées à partir des résultats sur la largeur des hanches. Les écarts sur la largeur des hanches, la longueur de la colonne et la longueur du fémur sont fournis dans la TABLE. 3.7.

TABLE 3.4 – Moyennes  $\pm$  SDs des écarts entre les paramètres externes des mannequins HB et RAMSIS et les dimensions anthropométriques mesurées sur les sujets (référence) en mm.

Groupe	Taille				Posture debout EOS				Postures debout et assis standard				
	HB <sup>a</sup>	RAMSIS <sup>a</sup>	HB <sup>a</sup>	RAMSIS <sup>a</sup>	Profondeur de la taille	Largeur de la taille	Profondeur du buste	Taille	Distance bassin-genou	Distance bassin-genou	HB <sup>a</sup>	RAMSIS	HB <sup>a</sup>
BMI < 21	-1.7 $\pm$ 10.9	-37.5 $\pm$ 4.0	-19.8 $\pm$ 8.2	11.5 $\pm$ 14.4	38.4 $\pm$ 16.7	27.6 $\pm$ 17.6	-0.5 $\pm$ 0.5	2.0 $\pm$ 2.4	-9.7 $\pm$ 0.8	2.8 $\pm$ 15.8	4.0 $\pm$ 6.6	8.5 $\pm$ 17.6	0.6 $\pm$ 19.2
21 < BMI < 25	9.7 $\pm$ 4.4	-35.6 $\pm$ 12.6	-24.3 $\pm$ 18.1	10.8 $\pm$ 24.4	32.5 $\pm$ 24.2	29.5 $\pm$ 14.1	-2.4 $\pm$ 1.5	4.8 $\pm$ 3.7	-3.1 $\pm$ 5.2	32.8 $\pm$ 21.3	6.1 $\pm$ 10.9	-7.8 $\pm$ 10.2	-5.2 $\pm$ 1.6
BMI > 25	11.6 $\pm$ 3.4	-39.5 $\pm$ 8.0	-26.05 $\pm$ 18.8	21.5 $\pm$ 21.4	34.0 $\pm$ 24.0	50.1 $\pm$ 29.4	-1.9 $\pm$ 2.5	6.6 $\pm$ 2.7	-0.3 $\pm$ 0.4	19.02 $\pm$ 29.9	9.0 $\pm$ 22.3	1.4 $\pm$ 31.9	-4.1 $\pm$ 0.0
Total	8.3 $\pm$ 9.0	-37.5 $\pm$ 8.5	-23.4 $\pm$ 14.6	14.6 $\pm$ 20.9	35.0 $\pm$ 21.0	35.7 $\pm$ 22.7	-1.6 $\pm$ 1.8	4.5 $\pm$ 2.0	-4.4 $\pm$ 5.0*	18.2 $\pm$ 25.1	6.4 $\pm$ 14.1	0.7 $\pm$ 23.6	-2.9 $\pm$ 10.8

Notes : \* $p < 0.05$  d'après le test de Kruskal-Wallis. <sup>a</sup>Dimension non utilisée pour générer un mannequin

TABLE 3.5 – Variabilité intra et inter-opérateur dans le calcul des centres articulaires en mm

			Genou	Hanche	C1\Tête	T4\T5	T8\T9	T12\L1	Tous
HB	Intra	D1	4.8	3.3	3.8	2.8	2.7	2.3	3.3 ± 0.9
		D2	6.8	4.6	4.9	3.8	3.8	3.5	4.6 ± 1.2
		D3	11.3	7.4	8.9	7.0	6.7	5.6	7.8 ± 2.0
	Inter	D1	10.6	8.7	10.1	7.2	6.4	5.8	8.1 ± 2.0
		D2	14.6	11.5	12.9	9.3	8.9	7.8	10.8 ± 2.6
		D3	25.1	18.8	23.6	15.8	16.2	13.9	18.9 ± 4.5
RAMSIS	Intra	D1	7.8	5.7	6.6	5.2	5.2	5.3	6.0 ± 1.0
		D2	10.0	7.8	9.1	7.1	6.8	7.4	8.0 ± 1.3
		D3	17.1	13.0	16.5	11.7	11.9	12.9	13.9 ± 2.4
	Inter	D1	11.4	11.9	10.7	15.4	12.4	8.8	11.8 ± 2.2
		D2	14.9	15.7	14.4	19.9	15.6	11.3	15.3 ± 2.8
		D3	27.0	26.6	24.0	32.1	15.9	19.9	24.3 ± 5.7

Des différences significatives dans la position du centre du genou, de T4/T5, T8/T9 et C1\Tête ont été observées entre les deux mannequins ( $p < 0.05$ ).

Pour HB, les distances entre les articulations des mannequins et des sujets étaient en moyenne  $27.6 \pm 12.9$  mm pour l'ensemble des articulations et des sujets. Les centres des hanches et des vertèbres avaient tendance à être décalés dans des directions antéro-postérieures respectivement opposées (x) : le centre de hanche des mannequins était positionné en arrière de  $-14 \pm 9.7$  mm en moyenne, derrière les centres des têtes fémorales, alors que les centres intervertébraux T4/T5, T8/T9, T12/L1 et C1/Tête étaient décalés vers l'avant de  $13.6 \pm 15.8$ ,  $18.2 \pm 12.4$ ,  $17.3 \pm 9.4$  et  $10.4 \pm 12.9$  mm.

Concernant l'effet de l'IMC, une différence significative ( $p < 0.05$ ) a été trouvée sur la position du centre de la hanche entre le groupe à IMC supérieur à  $25 kg.m^2$  et les deux autres.

Pour RAMSIS, les distances entre les articulations des mannequins et des sujets étaient en moyenne de  $38.3 \pm 16.5$  mm pour l'ensemble des articulations et des sujets. Le centre de hanche était décalé vers le haut de  $39.5 \pm 16.2$  mm en moyenne, alors qu'un décalage vers le bas était observé pour les quatre centres intervertébraux avec le décalage le plus élevé de  $-32.7 \pm 12.4$  mm pour T8/T9. T4/T5 était en fait plus proche de T6/T7; T8/T9 était à la hauteur de T10 et T12/L1 se trouvait à la hauteur de L1/L2. Les centres des genoux étaient également décalés vers le haut de  $17.7 \pm 11.4$  mm.

Un effet significatif de l'IMC sur la largeur des hanches a été trouvé à la fois pour RAMSIS et HB. La largeur des hanches chez HB était trop grande pour le groupe au-dessus de  $25 kg.m^2$ , alors qu'elle était trop petite pour le groupe en dessous de  $21 kg.m^2$  chez RAMSIS. RAMSIS avait tendance à générer des mannequins avec une colonne plus courte que les sujets réels de  $44.5 \pm 14.9$  mm en moyenne. Ce résultat était en accord avec les erreurs observées sur les positions trop hautes des centres de hanche et les positions trop basses des centres intervertébraux. La longueur du fémur était systématiquement trop grande de  $29.9 \pm 24.4$  et  $22.0 \pm 16.9$  mm pour HB et RAMSIS.

TABLE 3.6 – Moyennes  $\pm$  SDs des écarts (en mm) entre les positions des centres articulaires dans les directions antéro-postérieure ( $\Delta x$ ) et verticale ( $\Delta z$ ) entre les mannequins HB et RAMSIS et les sujets correspondant (référence) selon l'IMC. Les distances (3D) sont également indiquées.

	Genou			Hanche			T4/T5			T8/T9			T12/L1			C1/Tête			Tous		
	HB	RAMSIS	HB	RAMSIS	HB	RAMSIS	HB	RAMSIS	HB	RAMSIS	HB	RAMSIS	HB	RAMSIS	HB	RAMSIS	HB	RAMSIS	HB	RAMSIS	
IMC<21	$\Delta x$	6.4 $\pm$ 12.7	17.9 $\pm$ 9.4	-10.4 $\pm$ 6.6	-9.0 $\pm$ 8.2	11.1 $\pm$ 9.2	-28.7 $\pm$ 15.5	17.7 $\pm$ 9.0	-12.9 $\pm$ 11.0	19.8 $\pm$ 6.6	6.3 $\pm$ 12.5	8.3 $\pm$ 15.2	8.3 $\pm$ 15.2	-8.9 $\pm$ 10.5	8.8 $\pm$ 15.2	-5.9 $\pm$ 18.6					
	$\Delta z$	-35.7 $\pm$ 12.4	13.2 $\pm$ 9.9	-17.5 $\pm$ 6.5	41.2 $\pm$ 8.8	2.6 $\pm$ 6.8	-27.5 $\pm$ 8.7	-15.5 $\pm$ 6.0	-35.5 $\pm$ 9.8	-8.1 $\pm$ 8.1	-34.0 $\pm$ 9.9	-7.7 $\pm$ 3.1	-7.7 $\pm$ 3.1	-19.8 $\pm$ 7.2	-17.0 $\pm$ 11.3	-10.4 $\pm$ 31.7					
	3D	39.2 $\pm$ 11.2	26.2 $\pm$ 8.6	22.8 $\pm$ 6.3	45.7 $\pm$ 8.8	14.7 $\pm$ 7.6	40.4 $\pm$ 16.6	25.8 $\pm$ 8.1	39.0 $\pm$ 11.5	35.1 $\pm$ 8.7	36.5 $\pm$ 11.1	17.0 $\pm$ 9.0	17.0 $\pm$ 9.0	23.4 $\pm$ 10.5	25.8 $\pm$ 9.9	35.2 $\pm$ 13.2					
21<IMC<25	$\Delta x$	0.4 $\pm$ 14.3	8.5 $\pm$ 12.44	-10.9 $\pm$ 11.3	-3.5 $\pm$ 9.1	14.8 $\pm$ 23.8	-47.7 $\pm$ 9.9	18.3 $\pm$ 16.3	-19.4 $\pm$ 10.0	16.1 $\pm$ 13.6	-0.9 $\pm$ 11.6	17.2 $\pm$ 10.4	17.2 $\pm$ 10.4	-12.8 $\pm$ 16.5	6.6 $\pm$ 14.8	-12.3 $\pm$ 20.9					
	$\Delta z$	-35.1 $\pm$ 12.9	20.5 $\pm$ 12.6	3.6 $\pm$ 11.6	38.0 $\pm$ 15.9	4.2 $\pm$ 14.2	-25.3 $\pm$ 10.1	-5.6 $\pm$ 15.9	-30.1 $\pm$ 12.4	-10.0 $\pm$ 22.0	-28.8 $\pm$ 18.5	-11.3 $\pm$ 9.2	-11.3 $\pm$ 9.2	-20.8 $\pm$ 7.7	-10.2 $\pm$ 18.0	-10.7 $\pm$ 35.0					
	3D	39.0 $\pm$ 12.4	27.7 $\pm$ 10.9	21.1 $\pm$ 8.7	40.5 $\pm$ 16.1	22.2 $\pm$ 22.7	55.5 $\pm$ 8.9	23.0 $\pm$ 19.5	38.8 $\pm$ 8.8	27.0 $\pm$ 17.2	33.8 $\pm$ 14.5	22.7 $\pm$ 10.6	22.7 $\pm$ 10.6	27.5 $\pm$ 13.8	24.9 $\pm$ 12.4	39.8 $\pm$ 17.6					
IMC>25	$\Delta x$	-11.8 $\pm$ 12.1	5.7 $\pm$ 7.5	-21.7 $\pm$ 6.7	-7.6 $\pm$ 7.6	14.9 $\pm$ 13.6	-54.9 $\pm$ 12.0	18.5 $\pm$ 13.3	-24.3 $\pm$ 10.7	16.1 $\pm$ 7.9	2.2 $\pm$ 11.4	5.8 $\pm$ 11.9	5.8 $\pm$ 11.9	-21.1 $\pm$ 5.6	3.6 $\pm$ 19.9	-15.8 $\pm$ 20.0					
	$\Delta z$	-44.6 $\pm$ 9.1	19.4 $\pm$ 12.0	-13.1 $\pm$ 31.7	39.4 $\pm$ 22.4	7.2 $\pm$ 10.3	-26.7 $\pm$ 16.7	-5.1 $\pm$ 10.2	-32.7 $\pm$ 16.0	-12.5 $\pm$ 13.7	-31.7 $\pm$ 20.1	-15.4 $\pm$ 9.2	-15.4 $\pm$ 9.2	-26.3 $\pm$ 9.7	-16.3 $\pm$ 22.1	-9.8 $\pm$ 34.6					
	3D	48.6 $\pm$ 9.8	22.9 $\pm$ 10.7	40.1 $\pm$ 18.6	42.0 $\pm$ 21.6	23.7 $\pm$ 5.8	63.9 $\pm$ 13.8	24.7 $\pm$ 9.9	43.9 $\pm$ 13.2	25.7 $\pm$ 8.9	36.3 $\pm$ 17.0	21.9 $\pm$ 4.9	21.9 $\pm$ 4.9	35.5 $\pm$ 8.4	32.1 $\pm$ 14.6	39.7 $\pm$ 18.4					
Tous les sujets	$\Delta x$	-1.6 $\pm$ 16.7	10.7 $\pm$ 12.4	-14.3 $\pm$ 9.7*	-6.7 $\pm$ 8.4	13.6 $\pm$ 15.8	-43.8 $\pm$ 16.5*	18.2 $\pm$ 12.4	-18.9 $\pm$ 11.0	17.3 $\pm$ 9.4	3.1 $\pm$ 11.4	10.4 $\pm$ 12.9	10.4 $\pm$ 12.9	-14.3 $\pm$ 12.2	6.3 $\pm$ 16.7	-11.3 $\pm$ 20.0					
	$\Delta z$	-38.4 $\pm$ 11.8	17.7 $\pm$ 11.4	-10.0 $\pm$ 21.4*	39.5 $\pm$ 16.2	4.6 $\pm$ 10.4	-26.5 $\pm$ 11.6	-8.7 $\pm$ 11.8	-32.7 $\pm$ 12.4	-16.8 $\pm$ 16.9	-31.5 $\pm$ 15.9	-11.5 $\pm$ 7.9	-11.5 $\pm$ 7.9	-22.3 $\pm$ 8.3	-14.5 $\pm$ 18.0	-10.3 $\pm$ 33.5					
	3D	42.3 $\pm$ 12.1	25.6 $\pm$ 10.0	28.0 $\pm$ 14.8*	42.7 $\pm$ 16.0	20.2 $\pm$ 14.0	53.3 $\pm$ 16.1*	24.5 $\pm$ 12.7	40.6 $\pm$ 10.9	29.2 $\pm$ 12.3	35.5 $\pm$ 13.6	20.5 $\pm$ 8.4	20.5 $\pm$ 8.4	28.8 $\pm$ 11.7	27.6 $\pm$ 12.9	38.3 $\pm$ 16.5					

Notes : Les genoux droit et gauche ont été rassemblés en une seule articulation (idem pour les hanches) ( $n = 36$ ) avec les coordonnées en y du côté droit transformées par symétrie du côté gauche par rapport au plan sagittal. Les effets de l'IMC sur les différences sont indiqués par \* $p < 0.05$  d'après le test de Kruskal-Wallis.

### 3.4 Discussion

Dans cette étude des mannequins personnalisés RAMSIS et HB ont été comparés aux reconstructions 3D des 18 femmes et hommes qu'ils représentaient obtenues à partir de radiographies biplanes. Les sujets étaient tous de tailles variables et répartis selon trois groupes d'IMC. Les positions des centres des genoux, des hanches et de quatre centres intervertébraux ainsi que sept mesures anthropométriques externes ont fait l'objet de comparaison entre mannequins personnalisés et sujets réels. Les principales observations ont été résumées de la façon suivante :

1. Mis à part la profondeur et la largeur de la taille, les mannequins HB et RAMSIS ont été correctement générés en ce qui concerne la taille, la hauteur d'assise, la distance bassin-genou et la profondeur du buste.
2. Pour les mannequins RAMSIS, le centre de hanche était systématiquement déplacé de 39.5 mm vers le haut (dans la direction z) en moyenne, alors que les quatre centres vertébraux étaient décalés vers le bas jusqu'à -32.7 mm pour T8/T9. De plus, la longueur de la colonne (somme des distances entre les centres intervertébraux) était trop courte de -44.5 mm alors que la longueur fémorale était trop longue de 22.0 mm.
3. Pour les mannequins HB, les centres thoraciques T4/T5, T8/T9 et T12/L1 étaient systématiquement décalés vers l'avant de 16.4 mm en moyenne, alors que les centres des hanches étaient décalés vers l'arrière de -14.3 mm. La longueur fémorale était trop longue de 29.9 mm.
4. Un effet IMC a principalement été trouvé sur la position du centre de hanche dans les trois directions pour HB et seulement dans la direction latérale (axe y) pour RAMSIS.

TABLE 3.7 – Moyennes  $\pm$  SDs des écarts (en mm) entre les largeurs des hanches, la longueur de la colonne vertébrale, et la longueur fémorale calculées à partir des centres articulaires sur les mannequins HB et RAMSIS et les sujets correspondants.

	Largeur des hanches		Longueur de la colonne vertébrale		Longueur fémorale	
	HB	RAMSIS	HB	RAMSIS	HB	RAMSIS
IMC<21	-3.4 $\pm$ 9.4	-24.4 $\pm$ 9.9	5.9 $\pm$ 5.6	-47.7 $\pm$ 10.6	-16.1 $\pm$ 12.0	25.3 $\pm$ 6.2
21<IMC<25	15.6 $\pm$ 13.4	-15.0 $\pm$ 2.9	-17.7 $\pm$ 21.5	-40.4 $\pm$ 20.6	40.6 $\pm$ 21.0	19.5 $\pm$ 12.4
IMC>25	20.6 $\pm$ 16.5	1.9 $\pm$ 8.7	-11.3 $\pm$ 35.1	-45.5 $\pm$ 13.6	32.9 $\pm$ 32.7	21.3 $\pm$ 27.6
Total	10.9 $\pm$ 16.5*	-12.1 $\pm$ 13.4*	-7.7 $\pm$ 24.8	-44.5 $\pm$ 14.9	29.9 $\pm$ 24.4	22.0 $\pm$ 16.9

Notes : \* $p < 0.05$  d'après le test de Kruskal-Wallis.

Ces observations suggèrent que l'estimation des centres articulaires (comprenant ceux du rachis, de la hanche et des genoux) à partir de paramètres anthropométriques externes pourrait être améliorée pour les deux mannequins. Des erreurs significativement plus petites pour HB par rapport à RAMSIS sur les positions des centres vertébraux s'expliqueraient probablement par le fait que RAMSIS possède une représentation simplifiée de la colonne avec seulement 7 articulations, alors que HB possède une représentation complète des 12 articulations thoraciques et des 5 articulations lombaires. En outre il est intéressant de voir que l'erreur sur la taille des mannequins mesurée à partir de la

position debout standard était relativement faible ( $<10$  mm) pour chacun des deux. En revanche, lorsque la taille était mesurée à partir de la posture debout adoptée dans la cabine EOS, la taille générée chez les mannequins RAMSIS était en moyenne trop courte de 37.5 mm, alors qu'une erreur inférieure à 10 mm était observée chez HB. Ceci n'était pas dû aux différences entre les données d'entrée fournies pour la génération de RAMSIS et HB (TABLE. 3.1) car aucune différence significative entre HB et RAMSIS n'a été trouvée entre les principales longueurs anthropométriques en position standard (taille, hauteur d'assise, longueur bassin-genou) (TABLE. 3.4). Ces résultats proviendraient davantage des différences entre les colonnes vertébrales des deux mannequins. En effet il semblerait qu'une plus grande précision dans la représentation de la courbure du rachis (à la fois la position des centres articulaires et le nombre d'articulations) permettrait d'adapter plus fidèlement la position du squelette en interne à partir de la forme externe du corps. En effet, en superposant un mannequin sur les radiographies EOS, il était demandé aux opérateurs d'ajuster le profil du dos en priorité aux dépens d'un éventuel mauvais ajustement du profil avant. Avec une telle instruction, les opérateurs devaient modifier les angles du dos de façon à respecter la lordose et la cyphose naturelle des sujets. Du fait de sa représentation simplifiée, le modèle de colonne vertébrale de RAMSIS s'est retrouvé excessivement raccourci et les centres de hanche se retrouvaient tirés vers le haut lors de l'ajustement du profil du dos sur les sujets. Une instruction différente aurait pu permettre de réduire les écarts observés chez les deux mannequins. En effet, une méthode d'ajustement alternative pourrait consister à positionner les genoux en premier, puis à ajuster les hanches et enfin le rachis afin que la tête atteigne les contours du crâne à la bonne hauteur. Cette méthode alternative est illustrée dans la FIGURE. 3.2 avec un mannequin RAMSIS ajusté sur un sujet.

Comme attendu, les erreurs affectant la coordonnée  $z$  des centres de hanche et des genoux étaient nettement réduites par rapport à la méthode d'ajustement de la surface du dos. Néanmoins le mannequin se retrouvait avec un profil du dos au niveau lombaire trop éloigné du sujet réel entraînant des erreurs sur les centres vertébraux encore plus importantes. Etant conscients du fait que les erreurs sur les centres articulaires dépendent de la méthode d'ajustement des mannequins sur les radiographies EOS, les écarts sur la largeur des hanches, la longueur du rachis et la longueur du fémur, qui sont indépendants de la méthode d'ajustement, ont également été calculés (TABLE. 3.7). L'erreur sur la longueur de la colonne vertébrale pour les mannequins RAMSIS était de 44.5 mm en moyenne, plus élevée que pour HB. Utiliser la méthode d'ajustement alternative ne changerait pas la conclusion quant à l'importance d'une représentation détaillée de la colonne vertébrale. Cependant, dans le cas des mannequins RAMSIS, il est à noter que les centres articulaires du modèle de rachis ne prétendent pas être localisés à leurs positions anatomiques exactes (Reed *et al.*, 1999).

Dans cette étude, les effets de l'IMC étaient également étudiés. La position du centre de hanche pour HB et RAMSIS était sujette à un effet de l'IMC. Pour RAMSIS, la taille en position standard était significativement moins précise pour le groupe à IMC faible comparé au groupe à IMC le plus élevé. Aucun autre effet significatif n'a été trouvé pour la plupart des autres paramètres étudiés : l'écart important relevé au niveau de la profondeur et de la largeur de la taille était indépendant de l'IMC ; les erreurs relativement élevées dans la direction  $z$  sur les six centres vertébraux de RAMSIS n'étaient pas non plus affectées par l'IMC.

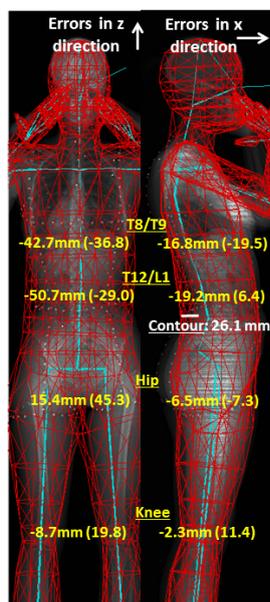


FIGURE 3.2 – Une méthode d’ajustement alternative de la posture pour un mannequin RAMSIS . Les genoux sont positionnés d’abord puis les hanches et les angles de la colonne vertébrale sont ajustés pour que la tête atteigne le sommet du crâne. Les erreurs sur les centres articulaires dans les directions x et z ainsi que le plus grand écart au niveau du contour du dos sont indiqués. Les erreurs obtenues par la méthode d’ajustement du profil du dos utilisée dans cette étude sont également indiquées entre parenthèses

Les écart-types (SD) des erreurs sur les centres articulaires en x et z étaient en général élevés par rapport aux valeurs moyennes car des écarts signés ont été calculés plutôt que des écarts absolus. Une valeur moyenne de zéro signifie que les erreurs étaient équitablement distribuées dans les deux directions d’un même axe. Une valeur moyenne supérieure au SD suggérait un écart systématique dans une direction. Un écart systématique a été rencontré pour le genou des mannequins HB en z ( $-38.4 \pm 11.8$  mm pour l’ensemble des sujets, systématiquement trop bas). Pour RAMSIS, la hanche était systématiquement positionnée trop haute ( $39.5 \pm 16.2$  mm et les centres vertébraux trop bas) (TABLE. 3.6).

Comme l’ajustement de la posture était opérateur dépendant, la méthode d’ajustement des mannequins sur les radiographies a été évaluée en mesurant la variabilité inter- et intra- opérateur en utilisant trois indicateurs  $D_1$ ,  $D_2$ ,  $D_3$  (TABLE. 3.5). Les erreurs moyennes sur les positions des centres articulaires entre mannequins et sujets réels étaient supérieures à  $D_3$ , la différence maximale entre trois répétitions ou entre trois opérateurs. Seuls les écarts pour le centre du genou de RAMSIS et les erreurs sur C1/Tête pour HB étaient légèrement plus petites que  $D_3$ .

La première limite de cette étude est que la variabilité inter-opérateur était plus que doublée par rapport à la variabilité intra-opérateur. Une telle variabilité entre opérateur pourrait être due au fait que l’ajustement des contours d’un mannequin sur les radiographies d’un sujet dépend de l’appréciation de chaque opérateur. Une autre limite est que les radiographies étaient coupées à hauteur des mollets. Cela a impliqué que l’ajustement de la posture des mannequins dans la direction verticale soit principalement guidé

par la position de la tête des sujets et du profil du dos. Cette limite a pu induire un déplacement excessif des mannequins vers le haut et entraîner des erreurs excessives au niveau des centres articulaires dans la direction verticale ( $z$ ). Privilégier l'ajustement de la position des genoux et de la tête aurait pu permettre d'améliorer les positions des centres du genou et de la hanche, mais il a été constaté que le profil du dos obtenu aurait alors été inadéquat.

Il faut souligner que les incertitudes dans les positions des centres d'un mannequin du corps humain n'ont presque pas de conséquences dans la plupart des évaluations ergonomiques telles que la vision, l'encombrement ou l'accessibilité, qui sont majoritairement basées sur une analyse de la posture. En revanche, des imprécisions dans les positions des centres articulaires ont un impact sur le calcul de la charge supportée par une articulation et de la force musculaire générée. Les écarts observés entre les deux mannequins ont montré qu'un modèle plus complet du rachis permettait d'obtenir des estimations plus précises des centres articulaires et serait donc plus approprié pour des analyses biomécaniques. Des estimations précises des centres articulaires sont également primordiales dans le cas où plusieurs mannequins différents sont utilisés pour une même application, impliquant un échange de données entre ces derniers. De plus, dans une optique de standardisation des modèles humains mentionnée par Paul et Wischniewski (2012), une description plus explicite de la définition des centres articulaires des mannequins les plus utilisés est nécessaire. Etant donné que les centres articulaires pour l'analyse de la posture ou du mouvement sont habituellement définis à partir de mesures externes (voir par exemple les équations de Reed *et al.* (1999)), les informations concernant les repères anatomiques osseux et leurs relations sont également requises pour définir des modèles humains plus réalistes.

Pour la première fois, la forme externe et le squelette interne d'un individu dans une posture debout ont été utilisés simultanément pour l'évaluation des mannequins numériques actuels. Grâce à cette approche, cette étude ouvre la voie vers de plus amples recherches sur les relations entre les paramètres de la forme externe (points anatomiques externes, mesures anthropométriques etc.) et le squelette interne afin de réduire les erreurs dans l'estimation des centres articulaires et d'améliorer le réalisme des mannequins numériques actuels.

### 3.5 Conclusion

Les mannequins personnalisés générés par RAMSIS et HB, deux systèmes largement utilisés dans l'industrie ont été évalués à l'aide de radiographies EOS en termes de dimensions anthropométriques et de positions des centres articulaires. Les résultats ont clairement montré que les deux mannequins étaient capables de correctement reproduire les dimensions anthropométriques externes d'un sujet alors que de larges erreurs étaient observées au niveau de la position des centres articulaires. Les différences entre les deux mannequins ont prouvé que la représentation d'une chaîne cinématique plus réaliste menait à de meilleures prédictions des centres articulaires. Cette étude ouvre la voie à de futures recherches sur les relations entre la forme externe du corps et le squelette interne. Ceci devrait permettre d'améliorer le réalisme du squelette des mannequins numériques actuels, en vue de mener des analyses biomécaniques nécessitant des informations dépendant de la position des articulations comme les mesures de charges articulaires et de

forces musculaires.

Cette première étude souligne l'intérêt de proposer de nouvelles relations externes-internes pour améliorer le réalisme des mannequins numériques actuels. L'étude a donc permis de définir les objectifs à atteindre pour améliorer la précision des modèles humains externes-internes lors de ce travail de thèse. En vue de mener des recherches sur les relations entre l'enveloppe externe et le squelette interne, l'étape suivante consistera à constituer une base de données externes et internes à partir de radiographies biplanes. Si les méthodes de reconstructions osseuses ont déjà été validées et publiées, il reste à améliorer et valider l'outil pour reconstruire en 3D l'enveloppe d'un sujet.



# Chapitre 4

## Méthode de reconstruction de l'enveloppe externe à partir de radiographies biplanes

Le but de ce chapitre est d'évaluer une méthode de reconstruction de l'enveloppe externe à partir de radiographies biplanes. Le principe de la méthode est basé sur la déformation d'un modèle générique de la forme du corps pour correspondre aux contours visibles de la peau sur des radiographies biplanes. Trois étapes successives ont été menées : un ajustement global, une déformation grossière et une déformation fine. Cette étude a fait l'objet d'une note technique publiée dans *Journal of Biomechanics*. Elle est présentée dans sa version française dans ce chapitre (Nérot *et al.*, 2015a).

### 4.1 Introduction

Les techniques de scanning 3D devenant de plus en plus accessibles, il est désormais plus aisé d'acquérir la surface du corps humain en trois dimensions (Daanen et Ter Haar, 2013, Liu *et al.*, 2015). Par exemple Park *et al.* (2015) ont récemment reporté que la surface complète du corps d'un enfant pouvait être mesurée avec une précision satisfaisante en utilisant des capteurs de profondeur bon marché combinés à un modèle statistique de la forme du corps. Dès lors, il serait possible de créer des modèles humains personnalisés et articulés à l'aide d'un jeu d'articulations, si seulement il était possible de réaliser une estimation précise de la position des centres articulaires internes à partir de mesures externes. Des points anatomiques externes généralement identifiés manuellement à la surface d'un maillage permettent d'estimer les centres articulaires (Park et Reed, 2015). Néanmoins, non seulement la palpation des points anatomiques osseux nécessite un entraînement spécifique, mais c'est également une approche qui peut se révéler particulièrement chronophage. Récemment des méthodes ont été proposées dans la littérature afin de localiser de manière automatique des points anatomiques externes à la surface de scans 3D en utilisant des méthodes de recalage non rigide de modèles surfaciques du corps (Yamazaki *et al.*, 2013) ou bien en utilisant des modèles statistiques de forme (Reed *et al.*, 2015). Néanmoins les relations reliant les points anatomiques externes aux centres articulaires restent inconnues dans la plupart des cas, du fait de la difficulté à acquérir des données *in vivo* à la fois externes et internes sur des êtres humains. Il existe

donc un besoin réel de collecter des données contenant à la fois la surface externe du corps et la géométrie du squelette en interne.

Les récentes avancées dans la radiographie biplane permettent aujourd'hui d'obtenir les reconstructions 3D du squelette d'un sujet en position debout (Mitton *et al.*, 2006, Humbert *et al.*, 2009, Quijano *et al.*, 2013, Aubert *et al.*, 2014). Les contours de la peau sont également correctement visibles sur les radiographies. En utilisant cette technologie, Sandoz *et al.* (2010) ont proposé une méthode de reconstruction de la forme externe du corps. Onze modèles génériques représentant les onze segments du corps étaient déformés sur les contours de la peau puis rassemblés pour obtenir la reconstruction complète du corps. Cependant la méthode n'a pu être validée que sur quelques sujets masculins et la reconstruction distincte des différents segments du corps constituait une tâche chronophage, nécessitant une journée de travail par sujet. La déformation globale d'un modèle générique du corps entier permettrait de réduire le temps de reconstruction.

Le but de cette étude était de proposer une nouvelle méthode de reconstruction de l'enveloppe à partir de radiographies biplanes ainsi qu'une procédure de validation. Il s'agissait de déformer un modèle générique de la surface 3D du corps sur les silhouettes d'un sujet visibles sur deux radiographies biplanes orthogonales. La méthode a été validée en comparant les surfaces reconstruites à la position de près de 172 billes radio-opaques uniformément collées sur la peau des 12 participants de cette étude.

## 4.2 Matériel et méthodes

### 4.2.1 Collecte de données

Avec l'approbation du comité éthique (CPP 06036), 12 volontaires ayant signé un formulaire de consentement éclairé ont participé à une collecte de données (6 hommes, 6 femmes, âge moyen :  $26.8 \pm 3.1$ , IMC moyen :  $23.6 \text{ kg.m}^2 \pm 2.9$ ). 172 marqueurs radio-opaques (150 de diamètre 2 mm et 22 de diamètre 5 mm) ont été uniformément collés sur la peau des participants de la tête aux pieds excepté sur les bras. Une casquette sur laquelle 10 marqueurs avaient été collés était posée sur leur tête. Il était demandé aux participants d'adopter une posture standard (free standing position) (Steffen *et al.*, 2010) durant l'acquisition des radiographies biplanes avec le système EOS (EOS Imaging, Paris, France). Ce système permet de prendre deux radiographies de la tête aux pieds simultanément en 18 secondes et à très basse dose d'irradiation (paramètres d'exposition : 0.5 mGy, radiographie de face : 90 kV, 190 mA, profil : 105 kV, 250 mA).

### 4.2.2 Méthode de reconstruction de l'enveloppe externe

L'enveloppe du corps en 3D était obtenue par déformation d'un modèle générique de la surface externe pour s'ajuster aux profils d'un sujet sur deux radiographies biplanes. La procédure d'ajustement du modèle générique incluait trois étapes successives : un premier ajustement global pour adopter la position du sujet et mettre à l'échelle les différents segments corporels du modèle, suivi par une déformation grossière, puis une déformation fine pour superposer les profils du modèle générique et les profils du sujet sur les radiographies. Comme les bras des sujets sortaient le plus souvent de la zone d'acquisition, seule une enveloppe sans bras a été reconstruite.

Deux modèles génériques ont été créés correspondant à un homme (1.75 m, 70 kg) et à une femme (1.68 m, 60 kg) de taille moyenne. Les deux modèles ont été positionnés selon la free standing position adoptée dans la cabine EOS en se rapportant à deux radiographies de référence provenant d'une étude précédente. Pour cela, les représentations artistiques de l'enveloppe d'un homme (12035 nœuds, 24068 triangles) et d'une femme (12243 nœuds, 24484 triangles) issus de l'application OpenSource *MakeHuman<sup>T</sup>M* 1.01 (<https://www.makehuman.org>) ont été initialement utilisées puis manuellement déformées pour correspondre aux sujets de référence (en termes de taille des segments et de position) à l'aide du logiciel Blender v.2.72b (<https://www.blender.org>).

Trois jeux de points de contrôle ont été pré-définis sur les deux modèles (FIGURE. 4.1). Chacun des trois jeux a été utilisé successivement durant le processus de reconstruction de l'enveloppe externe d'un sujet à partir de ses radiographies biphanes.

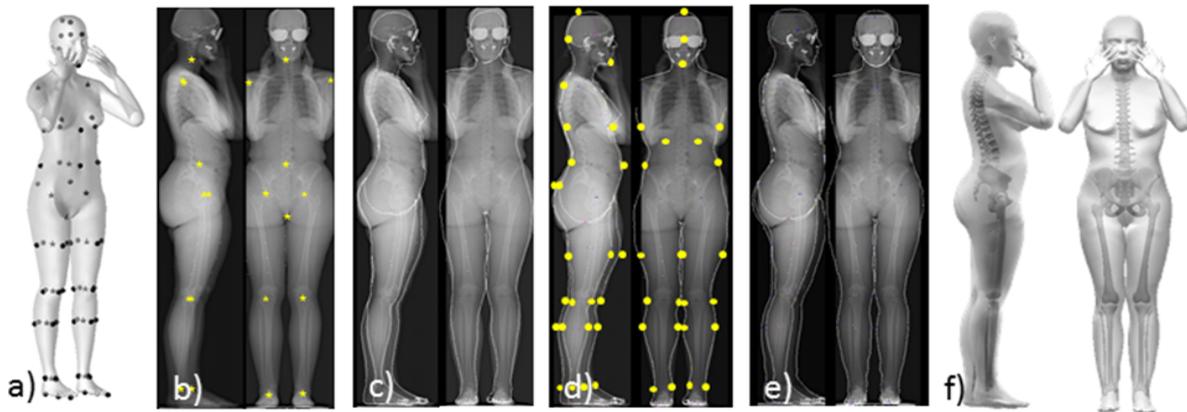


FIGURE 4.1 – Etapes de la reconstruction de l'enveloppe externe (la figure fournit un exemple pour la reconstruction 3D de l'enveloppe d'une femme). a) Prérequis : allocation de points de contrôle au modèle générique (ici féminin). Les 11 points de contrôle représentés par une astérisque sont ceux utilisés pour l'ajustement global ; les 49 ronds sont ceux utilisés pour la déformation grossière. b) Identification manuelle de l'entrejambe et de 10 centres articulaires pour initier l'ajustement global. c) Projection et ajustement global du modèle générique sur les radiographies de face et de profil : le modèle générique adopte la position du sujet et les segments sont mis à l'échelle sur les radiographies. d) Projection et ajustement manuel des 49 points de surface sur les profils de la peau pour la première déformation grossière. e) Modèle ajusté après l'étape de déformation fine. f) Reconstruction 3D personnalisée de l'enveloppe d'un sujet. Les reconstructions des os et des bras ont été ajoutées sur l'image dans un but esthétique.

Le premier jeu de points de contrôle contenait les coordonnées de l'entrejambe et des 10 centres articulaires du modèle générique. Ces points permettaient de mettre les membres du modèle générique à l'échelle des membres d'un participant en s'appuyant sur les radiographies. Pour cela, les mêmes 11 points étaient manuellement identifiés sur les radiographies du participant en question par un opérateur (FIGURE. 4.1 b). Puis, ces paires de points étaient utilisées pour ajuster globalement le modèle sur la position du participant par un algorithme de "moving least square" (MLS) (Cuno *et al.*, 2007) permettant d'assurer des transformations "aussi rigides que possible" des différents segments (étape d'ajustement global). Les points de contrôle permettaient également de projeter automatiquement le modèle déformé ainsi que l'ensemble de ses points de contrôle sur les radiographies (FIGURE. 4.1 c).

Le second jeu de points incluait 49 points de la surface externe. Il était utilisé dans une seconde étape (appelée première déformation ou déformation grossière) pour déformer localement l'enveloppe en utilisant de nouveau la MLS. Ces points étaient disposés sur les parties du corps présentant une forte variabilité entre individus telles que l'arrière du mollet ou le tour de taille qui dépendent du poids et de la musculature des personnes. En déplaçant manuellement chacun des points de contrôle, le modèle pouvait être déformé grossièrement pour se superposer aux contours visibles sur la vue de face et de profil (FIGURE. 4.1 d).

Enfin un dernier jeu de 71 points était proposé pour guider la dernière déformation du modèle (étape de déformation fine). Ces points étaient encore une fois positionnés en fonction des variations de la forme externe du corps qui nécessitaient un affinement telles que la courbure des fesses et du dos ou la rondeur du ventre.

### 4.2.3 Évaluation de la méthode de reconstruction

#### Points de référence

Parmi les 172 marqueurs sphériques radio-opaques collés à la surface du corps,  $123 \pm 13$  d'entre eux en moyenne ont été automatiquement détectés sur les radiographies en utilisant un algorithme de corrélation croisée. Cet algorithme permet de parcourir une image afin d'y retrouver une forme de référence, ici la forme ronde d'un marqueur. La justesse de la méthode de détection des marqueurs était de 0.045 mm en moyenne ( $2SD < 0.06$  mm). Une fois les marqueurs repérés, les points de contact entre la peau et les marqueurs étaient utilisés comme points de référence pour évaluer la justesse et la reproductibilité de la méthode de reconstruction des enveloppes. Le point de contact entre la peau et un marqueur a été calculé à partir du centre du marqueur translaté d'une distance égale au rayon de celui-ci dans la direction normale à la surface externe de l'enveloppe. Comme la casquette recouverte de marqueurs portée par les participants n'était pas directement en contact avec le crâne, un offset de 5 mm (représentant la distance moyenne entre le crâne et la casquette) a été ajouté.

#### Enveloppe corrigée

La cartographie des erreurs entre une enveloppe reconstruite et une enveloppe de référence a été évaluée. Une enveloppe de référence a été obtenue en déformant une enveloppe reconstruite sur les marqueurs radio-opaques servant de nouveaux points de contrôle. Le résultat était une enveloppe corrigée passant par ces points de référence. Ce procédé a été réalisé pour chaque reconstruction et les écarts entre surfaces reconstruites et surfaces de référence ont été calculés.

#### Biais et reproductibilité

Une étude de variabilité intra- inter-opérateur a été menée pour évaluer l'erreur due à l'ajustement manuel des points de contrôle. Trois opérateurs ont effectué les reconstructions de 12 participants 3 fois. Les instructions fournies aux opérateurs étaient de superposer le modèle de référence sur les profils identifiés sur les radiographies de la manière la plus proche possible. Chaque opérateur avait été formé avec l'aide d'une personne expérimentée à partir d'un échantillon de six sujets de différentes morphologies

dont les radiographies ne faisaient pas partie de celles utilisées pour l'évaluation de la méthode.

Le biais et la variance de reproductibilité de la méthode ont été évalués selon les recommandations fournies dans la norme ISO 5725-1-2. Pour chaque marqueur de référence ayant été détecté, le biais était défini comme la moyenne des distances signées entre les marqueurs et les surfaces reconstruites obtenues par chacun des opérateurs.

Pour chaque participant  $i$ , la variance de reproductibilité ( $S_{R_i}^2$ ) exprimait la variabilité présente au sein de la distribution des noeuds des enveloppes reconstruites, liée à la variabilité inter-opérateur. Elle englobait la variance inter-opérateur ( $S_{L_i}^2$ ) et la variance intra-opérateur ( $S_{r_i}^2$ ) :  $S_{R_i}^2 = S_{L_i}^2 + S_{r_i}^2$  où  $S_{r_i}^2$  était la moyenne des variances sur trois reconstructions effectuées par chacun des opérateurs (variance intra-opérateur);  $S_{L_i}^2$  quantifiait la variance des reconstructions moyennes obtenues entre opérateurs (variance inter-opérateur).

Enfin la variance de reproductibilité globale ( $S_R$ ) sur les  $n$  participants ( $n=12$ ) était calculée de la manière suivante :

$$S_R = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n S_{R_i}^2}{n}}$$

Un intervalle de confiance à un niveau de confiance de 95% (95% CI) estimé à  $2 * S_R$  a été considéré comme un indicateur de l'incertitude globale.

### 4.3 Résultats

Le biais a été évalué pour chaque sujet à partir des marqueurs détectés et était compris entre 6.7 et 2.3 mm (TABLE. 4.1). La distance absolue moyenne (respectivement maximale) entre les marqueurs et la surface était de 4.9 (9.0) mm. L'intervalle de confiance à 95% sur la reproductibilité était inférieur à 5.8 mm (TABLE. 4.1). De plus grandes erreurs de justesse étaient situées au niveau des parties latérales du thorax et de l'abdomen plutôt que sur la partie centrale (FIGURE. 4.2 a). Concernant la reproductibilité, les maxima locaux n'excédaient pas 20 mm (FIGURE. 4.2 b).

### 4.4 Discussion

Dans cette étude, une méthode permettant la reconstruction de l'enveloppe externe du corps par ajustement d'un modèle générique sur des radiographies biplanes a été proposée. Les erreurs de reconstruction de l'enveloppe étaient comparables aux études précédentes basées sur des photographies (Lin et Wang, 2012, Lee, 2000, Zhu *et al.*, 2013), avec des valeurs moyennes absolues allant de 8 à 13 mm. L'avantage par rapport à ces études est que l'utilisation de radiographies biplanes donne accès à la fois à l'enveloppe externe et au squelette interne du corps (FIGURE. 4.1 f). Avec d'autres technologies d'imagerie médicale, telle que l'IRM (Mungiole et Martin, 1990, Cheng *et al.*, 2000, Bauer *et al.*, 2007), ou le CT-scan (Huang1983, Pearsall1994), seules des reconstructions partielles ont généralement été réalisées en raison du coût de la technologie, du post-traitement chronophage et/ou de l'exposition aux irradiations.

En outre, la méthode proposée permet l'identification de points anatomiques externes à partir desquels pourraient être estimés des centres articulaires. Ces points anatomiques

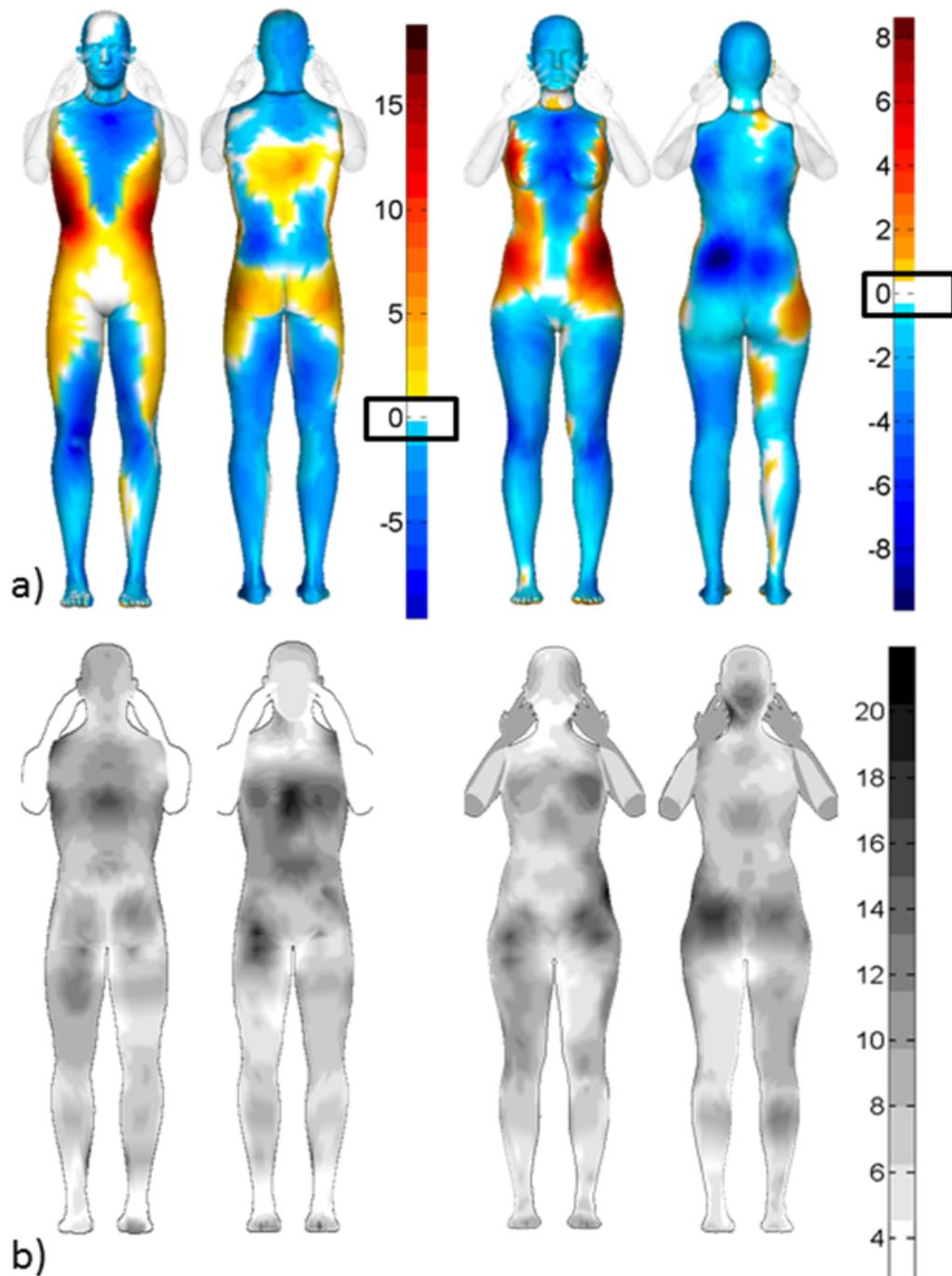


FIGURE 4.2 – a) Cartographie des erreurs moyennes représentées par une couleur sur les modèles génériques. a) Biais en mm (distance signée entre les enveloppes reconstruites et les enveloppes corrigées servant de référence), pour les hommes et les femmes. b) Cartographie de l'intervalle de confiance à 95% ( $2 * S_R$ ) utilisé comme indicateur de l'incertitude globale sur la distribution des nœuds des maillages reconstruits (en mm). Seules des enveloppes sans bras sont reconstruites. Des maillages génériques de bras étaient ensuite fusionnés aux reconstructions dans un but visuel.

TABLE 4.1 – Biais et incertitude totale (95% CI repro) pour chaque sujet et chaque région du corps (mm) : le biais était considéré comme la distance moyenne point-surface ( $\pm$  écart-type) entre les marqueurs radio-opaques de référence et les surfaces reconstruites obtenues par les opérateurs ; L'intervalle de confiance à 95% (95% CI) sur la reproductibilité (correspondant à  $2 * SR$ ) fournit un indicateur de l'incertitude globale sur la distribution des nœuds du maillage liée à la variabilité entre opérateurs (en mm).

	Sujets	Taille	Poids	Thorax	Abdomen	Tête	Cuisses	Jambes
Hommes	1	1.88	84.4	$1.7 \pm 9.1$	$0.9 \pm 7.1$	$-3.6 \pm 2.3$	$-1.0 \pm 6.0$	$-1.7 \pm 3.9$
	2	1.75	69.1	$-1.8 \pm 8.66$	$2.3 \pm 11.1$	$-1.3 \pm 3.2$	$-1.5 \pm 5.6$	$-3.4 \pm 4.0$
	3	1.82	76.5	$1.0 \pm 11.3$	$0.8 \pm 6.9$	$-0.8 \pm 3.5$	$-2.5 \pm 5.6$	$-2.6 \pm 3.3$
	4	1.87	88.1	$0.5 \pm 11.8$	$1.6 \pm 10.3$	$-1.5 \pm 6.7$	$-1.5 \pm 6.1$	$-3.3 \pm 3.6$
	5	1.87	103.3	$1.5 \pm 10.7$	$0.1 \pm 8.6$	$-2.2 \pm 7.1$	$-3.2 \pm 6.5$	$-4.8 \pm 3.6$
	6	1.75	63.2	$1.1 \pm 7.19$	$-0.8 \pm 6.5$	$-0.8 \pm 3.5$	$-2.7 \pm 5.4$	$-6.7 \pm 3.6$
				Biais moyen	0.7	0.8	-1.7	-2.1
			95% CI repro	5.8	4.9	4.0	2.9	3.0
Femmes	7	1.74	64.3	$-0.5 \pm 5.7$	$0.2 \pm 5.8$	$1.7 \pm 6.4$	$-1.2 \pm 3.9$	$-3.2 \pm 2.5$
	8	1.66	55.1	$0.1 \pm 8.5$	$-0.6 \pm 4.4$	$-2.8 \pm 3.8$	$-1.4 \pm 4.0$	$-3.2 \pm 2.4$
	9	1.63	60.7	$-1.9 \pm 8.5$	$-2.2 \pm 6.0$	$-1.1 \pm 2.5$	$-2.4 \pm 4.5$	$-4.2 \pm 3.2$
	10	1.62	74.5	$-5.7 \pm 5.6$	$-3.8 \pm 6.7$	$-1.9 \pm 2.4$	$-3.9 \pm 4.3$	$-3.6 \pm 2.1$
	11	1.65	59.1	$1.1 \pm 9.9$	$-1.5 \pm 7.8$	$-2.4 \pm 3.2$	$-2.2 \pm 4.6$	$-4.3 \pm 3.1$
	12	1.63	65.0	$-1.5 \pm 7.1$	$-1.1 \pm 6.1$	$-2.8 \pm 4.1$	$-2.9 \pm 4.7$	$-3.4 \pm 2.3$
				Biais moyen	-1.4	-1.5	-1.6	-2.4
			95% CI repro	5.1	5.9	4.1	3.7	3.5
Tous			Biais moyen	-0.4	-0.4	-1.6	-2.2	-3.7
			95% CI repro	0.9	5.4	4.0	3.30	3.3

correspondent aux points osseux sous-cutanés (internes) projetés sur l'enveloppe externe, afin de se rapprocher de la position de points palpés. Cette approche a été utilisée pour constituer une base de données externes et internes sur 40 sujets lors d'une étude préliminaire (Nérot *et al.*, 2015c). L'étude visait à établir des régressions pour prédire le centre de hanche à partir de primitives géométriques issues de l'enveloppe externe ainsi que des points anatomiques externes couramment utilisés. Des paramètres, tels que la distance entre les points anatomiques externes, les barycentres des segments corporels ou encore les descripteurs d'une ellipse ajustée au niveau de la section passant par les ASIS ont été utilisés. Les résultats ont fourni des incertitudes sur l'estimation du centre de hanche comparables voire plus faibles que les méthodes existantes, basées sur la palpation manuelle de points osseux.

La méthode proposée permet de mettre à l'échelle un modèle générique, ce qui rend la méthode indépendante à la taille et au poids des sujets. La reconstruction de l'enveloppe d'un sujet dont la forme du corps serait très différente de celle du modèle générique pourrait nécessiter plus de temps pour assurer un ajustement satisfaisant. Pour les participants avec les valeurs de taille et poids les plus extrêmes, les erreurs restaient inférieures aux valeurs de biais plus ou moins un écart-type des autres sujets (TABLE. 4.1). Le travail est en cours pour évaluer la méthode sur une population âgée dont la posture et la surface corporelle peuvent s'avérer très différentes de celle du modèle générique utilisé dans cette étude. Si nécessaire, des modèles génériques additionnels et/ou d'autres points de contrôle pourraient être ajoutés pour assurer un meilleur ajustement sur les contours du sujet cible ; ceci rallongerait simplement le processus de reconstruction.

Il faut mentionner que les dimensions des radiographies biplanes prises avec le sys-

tème de radiographie EOS sont limitées à 34 cm de largeur. De ce fait, les bords latéraux du torse étaient souvent coupés sur la vue de face, y compris pour des personnes relativement minces. Les contours manquants étaient approximés à partir des contours visibles, ce qui explique les plus grandes erreurs de reconstruction sur les zones latérales du torse. Afin d'améliorer la méthode, les contours manquants pourraient être estimés en rajoutant de la connaissance *a priori* sur la forme du torse en utilisant un modèle statistique de forme par exemple.

Une autre limite de l'étude est que l'ajustement du modèle générique est dépendant de l'opérateur qui l'effectue et reste un processus qui prend du temps. Même si le temps de reconstruction a été drastiquement réduit à 20 minutes par rapport à l'étude proposée par Sandoz *et al.* (2010), l'ajustement des points de contrôle sur les radiographies restait principalement une opération manuelle. De plus une formation d'environ 5 heures était nécessaire pour parfaitement utiliser la méthode, en particulier pour parfaitement maîtriser la manipulation des points de contrôle disponibles. La formation impliquait la reconstruction de 3 hommes et 3 femmes de morphologies différentes, sous le contrôle de l'opérateur expérimenté. Le travail est en cours pour permettre la détection automatique des contours de la peau sur les radiographies afin que le processus devienne moins dépendant de l'opérateur qui effectue la reconstruction et moins long.

## 4.5 Conclusion

En conclusion, la méthode proposée permet d'acquérir simultanément l'enveloppe externe et le squelette interne d'une population représentative des différents morphotypes rencontrés. Cette étude a permis d'évaluer les erreurs de reconstruction de l'enveloppe externe à partir de radiographies biplanes. Elle vient compléter les méthodes de reconstructions osseuses déjà validées et publiées (Mitton *et al.*, 2006, Humbert *et al.*, 2009, Chaibi *et al.*, 2012, Quijano *et al.*, 2013, Aubert *et al.*, 2014) et ouvre la voie à une exploration large des relations entre données externes et internes.

Après un inventaire des données existantes, 80 radiographies biplanes de la tête aux pieds provenant de différentes études menées à l'Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak au cours des dernières années ont été rassemblées. Pour chacune d'elles un formulaire de consentement éclairé du volontaire était disponible. A partir de ces radiographies, et en utilisant les méthodes de reconstruction de l'enveloppe et des os, une base de données de 80 sujets a donc été réalisée. La construction de cette base de donnée a été menée en équipe avec la participation de différents opérateurs tous qualifiés pour les reconstructions des parties concernées, à savoir le rachis, le bassin, les membres inférieurs (tibias, fémurs, péronés) et l'enveloppe externe.

A partir de la base de données nouvellement constituée, l'étude des relations statistiques entre la géométrie de l'enveloppe externe et la position du squelette en interne a pu être menée et fera l'objet de la seconde partie de ce mémoire.

# Travaux d'analyse



# Chapitre 5

## Analyse en composantes principales des relations entre l'enveloppe externe et le squelette interne pour le tronc et le bassin

La première approche statistique testée pour prédire la position des points internes du squelette à partir de données externes est l'analyse en composantes principales. En effet, de nombreuses études ont cherché à ajuster un modèle statistique de la forme du corps incluant un squelette filaire sur la surface externe d'un individu. Néanmoins ces méthodes n'ont jamais été appliquées à un jeu de données issues de l'imagerie médicale pour une population asymptomatique.

Cette étude a été soumise dans *Journal of Biomechanics* et est actuellement en révision. Elle est présentée dans ce chapitre dans sa version française.

### 5.1 Introduction

Les modèles personnalisés du corps humain sont utilisés en analyse du mouvement dans de nombreux domaines d'application tels que l'ergonomie ou des applications cliniques (Chaffin, 2005, Blanchonette, 2010, Regazzoni *et al.*, 2015). Il est nécessaire d'avoir accès à la fois à une représentation de la forme externe du corps et du squelette interne afin de posséder l'ensemble des informations requises pour comprendre les interactions d'un individu avec son environnement et ses impacts sur le système musculo-squelettique (interaction avec un espace de travail, avec un dispositif médical...). Le récent développement des techniques de scanning permet d'avoir facilement accès à la surface 3D du corps d'un individu, rendant possible la création de modèles humains avec une enveloppe externe personnalisée et précise. Cependant pouvoir estimer avec précision la position des centres articulaires internes à partir de l'enveloppe externe du corps reste un challenge.

La plupart des études ayant prédit les positions des centres articulaires ont utilisé soit des méthodes fonctionnelles soit des méthodes par régression. Les méthodes fonctionnelles sont principalement utilisées pour des articulations de type sphérique et peuvent être adaptées pour d'autres types d'articulations (Ehrig *et al.*, 2006). Néanmoins ces mé-

thodes nécessitent une étape de capture de mouvement et seraient très chronophages à appliquer pour la prédiction de l'ensemble des centres articulaires d'un squelette, en particulier pour l'ensemble des centres intervertébraux. Par ailleurs, ces méthodes ne sont habituellement pas recommandées lorsque l'amplitude de mouvement des sujets est trop limitée (Assi *et al.*, 2016). Les méthodes par régression reposent sur la palpation de points anatomiques internes utilisés comme prédicteurs (Snyder *et al.*, 1972, Sicard et Gagnon, 1993, Lee *et al.*, 1995, Bell et Pedersen, 1989, Davis *et al.*, 1991, Seidel *et al.*, 1995, Kirkwood *et al.*, 1999, Harrington *et al.*, 2007, Peng *et al.*, 2015). En plus de l'entraînement que cela requiert, un jeu exhaustif de points anatomiques externes est nécessaire pour identifier les principaux centres articulaires de l'ensemble du corps (Reed *et al.*, 1999). En outre, il a été montré que des erreurs dans le placement des marqueurs et les mouvements des tissus mous entraînaient des erreurs de prédiction des points internes à la fois pour la colonne vertébrale (Mörl et Blickhan, 2006, Zemp *et al.*, 2014, Schmid *et al.*, 2015) et pour les centres de hanche (Delp et Maloney, 1993).

En alternative à ces méthodes, des auteurs ont proposé d'ajuster un modèle statistique de la forme du corps incluant un squelette filaire sur la surface externe d'un individu. Par exemple, une analyse de la forme du dos et de la colonne vertébrale ont permis de proposer des modèles de prédiction de la déviation de la colonne vertébrale scoliotique à partir de la surface du dos des patients obtenue avec un moyen de scanning (Huysmans *et al.*, 2005, Bergeron *et al.*, 2005). Cette technique a également été utilisée dans le domaine de l'infographie, pour créer des modèles articulés complets du corps humain. Anguelov *et al.* (2005) ont proposé le modèle SCAPE qui incluait un modèle de la forme externe du corps basée sur la base de données CAESAR (Robinette *et al.*, 2002) ainsi qu'un squelette filaire en interne. Weiss *et al.* (2011) ont utilisé le modèle SCAPE pour créer un modèle articulé à partir des acquisitions d'une Kinect (Microsoft). Cependant les applications en infographie ne nécessitent pas une prédiction précise du squelette interne, de ce fait le squelette filaire sert uniquement de squelette d'animation du modèle humain. Dans le domaine de la recherche en ergonomie, des modèles numériques d'enfants, d'abord de la forme externe uniquement, ont été créés sur le même principe à partir de données d'une Kinect Park et Reed (2014) et Park *et al.* (2015). Park et Reed (2015) ont proposé un modèle statistique de la forme du corps d'enfant incluant cette fois les coordonnées de centres articulaires estimés à partir de points palpés. Le modèle ACP externe-interne permettait donc de prédire les centres articulaires de nouveaux enfants, en ajustant le modèle de forme sur le scan issu d'un body scanner laser. La méthode a été appliquée pour améliorer le réalisme externe et interne du mannequin Jack (Reed *et al.*, 2014b). D'une autre manière, Reed *et al.* (2015) ont développé un modèle statistique de la forme du corps qui incluait les positions des points anatomiques externes. L'idée était de prédire la position des points anatomiques externes à partir de l'ajustement du modèle sur un scan 3D additionnel et d'utiliser les points prédits pour estimer les centres articulaires. Néanmoins la prédiction des centres articulaires avec ces deux dernières méthodes est affectée par l'incertitude liée au repérage de points anatomiques par palpation. Aucune de ces méthodes n'a encore été appliquée directement à un jeu de données externes-internes acquis par imagerie médicale.

Les progrès dans l'imagerie médicale ont permis de développer des techniques de reconstruction des os et de l'enveloppe en posture debout à partir de deux radiographies biplanes (Mitton *et al.*, 2006, Humbert *et al.*, 2009, Quijano *et al.*, 2013, Aubert *et al.*,

2014, Nérot *et al.*, 2015a). En utilisant cette technologie, l'objectif de cette étude était d'explorer si un modèle basé sur l'ACP pourrait être appliqué pour prédire des points du squelette interne, tels que les centres articulaires ou d'autres points anatomiques, à partir de la forme externe du corps en donnée d'entrée. Une attention particulière a été portée sur la région du tronc et du bassin et à la prédiction des centres articulaires de la colonne vertébrale et des hanches, ainsi que des points anatomiques internes du bassin.

## 5.2 Matériel et méthode

### 5.2.1 Données

Avec l'approbation du comité éthique (CPP 06036) et la signature d'un formulaire de consentement éclairé, les radiographies biplanes de 40 volontaires masculins ont été collectées sur plusieurs années à l'Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak, Arts et Métiers ParisTech avec un système de radiographies basse dose EOS (EOS Imaging, Paris, France). Les caractéristiques des sujets étaient les suivantes :  $17.7 < \text{IMC} < 33.2 \text{ kg.m}^2$ ,  $1.65 < \text{taille} < 1.88 \text{ m}$ ,  $60.0 < \text{poids} < 103.3 \text{ kg}$ ,  $20 < \text{âge} < 75 \text{ ans}$ .

Il était demandé aux participants d'adopter une posture standard debout (free standing position) (Steffen *et al.*, 2010). Les reconstructions 3D de l'enveloppe externe et du squelette interne de ces sujets ont été réalisées à partir de leurs radiographies biplanes en collaboration avec d'autres chercheurs et membres du personnel de l'Institut. La méthode de reconstruction de l'enveloppe, décrite dans Nérot *et al.* (2015a), consiste à déformer un modèle générique de l'enveloppe du corps humain pour se superposer aux contours visibles de la peau sur les radiographies. Chaque reconstruction d'enveloppe a la même topologie et possède un maillage ordonné. La région du tronc a été segmentée une fois pour toute sur le modèle générique entre le cou, les bras et les aines et était composée de 1689 nœuds et 3374 triangles. En identifiant les indices des polygones appartenant à cette région, le tronc pouvait être automatiquement extrait de chaque reconstruction d'enveloppe. A partir des reconstructions osseuses, 28 points du squelette ont été extraits, incluant les 18 centres articulaires de C7/T1 à L5/S1, les centres de hanche droit et gauche, les épines iliaques antéro-supérieures (ASIS) droit et gauche, les épines iliaques postéro-supérieures (PSIS) droit et gauche, les sommets des crêtes iliaques droit et gauche et les tubérosités tibiales droite et gauche. Un centre vertébral était défini comme le milieu du segment joignant le barycentre du plateau inférieur de la vertèbre supérieure et le barycentre du plateau supérieur de la vertèbre inférieure. Le centre de hanche correspondait au centre de la tête fémorale et était calculé selon Chaibi *et al.* (2012).

### 5.2.2 Analyse ACP

Les reconstructions d'enveloppes et les points du squelette interne ont été alignés dans un même système de coordonnées global (GCS) centré sur le bassin. Pour cela, les ASIS et PSIS ont été palpés virtuellement sur les reconstructions des bassins. Les points les plus proches sur les reconstructions des enveloppes étaient considérés comme une estimation des ASIS et PSIS couramment palpés sur la peau (Figure 1b). L'axe Z était l'axe vertical gravitationnaire dirigé vers le haut. Un axe X temporaire a été défini

à partir du milieu entre les deux ASIS et du milieu entre les deux PSIS, dirigé vers l'avant. L'axe Y correspondait au produit vectoriel entre Z et X. L'axe final X était le produit vectoriel entre Y et Z. L'origine du repère était le barycentre des ASIS et PSIS.

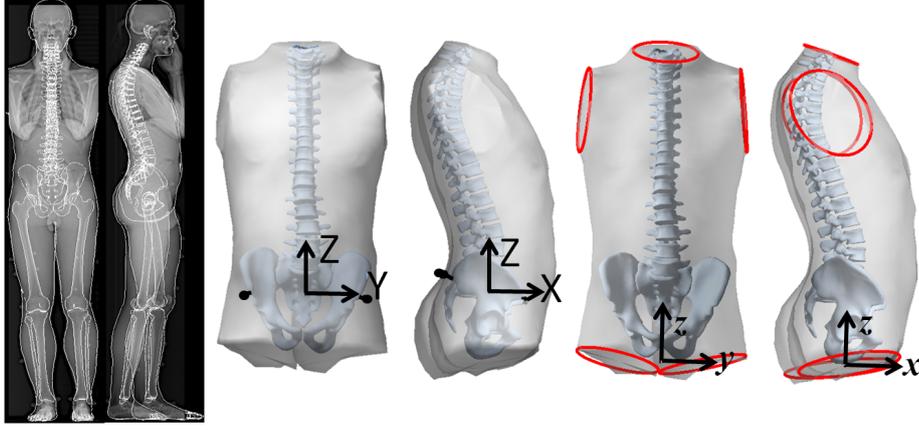


FIGURE 5.1 – a) Exemples de radiographies biplanes pour un sujet chez qui l'enveloppe et les os ont été reconstruits. b) Le système de coordonnées global (X, Y, Z) centré sur le bassin était défini à partir des ASIS et des PSIS virtuellement palpés et projetés sur l'enveloppe. c) Le système de coordonnées locales (x, y, z) était défini à partir des centroïdes des ellipses ajustées sur les sections du tronc et ne nécessitait pas d'identification de points anatomiques internes par palpation.

Une analyse en composantes principales (ACP) a été utilisée (Jolliffe, 2002) pour réduire la dimensionnalité de la base de données. Les coordonnées 3D des 1689 nœuds du maillage du tronc de chacun des 40 sujets ont été rassemblées dans une matrice  $X_{n \times p}$  avec  $n$  correspondant aux 40 sujets (observations) et  $p$  aux  $3 \times 1689$  coordonnées des nœuds (variables). Les  $q (= 3 \times 28)$  coordonnées des 28 points internes ont été ajoutées en supplément à  $X_{n \times p}$ , résultant en une matrice  $X_{n \times (p+q)}$ . Un jeu réduit de variables ordonnées, appelées "scores" des composantes principales (PC), a été obtenu par ACP, de telle sorte que les premières PCs contenaient la plus grande part de variabilité de la base de données originale. Les scores correspondent aux valeurs des données initiales exprimées dans la nouvelle base de données. Une interprétation intuitive des PCs a été obtenue en faisant varier les valeurs des scores le long de chaque composante de (moyenne des scores  $-2SD$ ) à (moyenne des scores  $+2SD$ ).

### 5.2.3 Prédiction de points internes

A partir de l'ACP des données, supposons que  $M$  principales PCs  $\mathbf{u}_i$  ( $j = 1, M$ ) soient retenues. Les coordonnées des  $p$  nœuds de l'enveloppe d'un sujet cible  $\Psi_e$  peuvent être exprimées approximativement :

$$\Psi_e(1:p) \approx \bar{\Psi}(1:p) + \sum_{j=1}^M c_j \mathbf{u}_j(1:p) \quad (5.1)$$

où  $\bar{\Psi}$  est la moyenne de l'échantillon et  $c_j$  est le score inconnu associé à la  $j^{\text{th}}$  PC.  $c_j$  peut être estimé par la méthode des moindres carrés pondérés qui minimise  $f$ , la somme

pondérée des résidus ( $\mathbf{r}$ ) entre les coordonnées des nœuds de l'enveloppe estimée  $\Psi_e$  et de l'enveloppe cible  $\Psi_t$  :

$$f(c_1, c_2, \dots, c_M) = \sum_{i=1}^p w_i r_i^2 = \mathbf{r}W\mathbf{r}^T \quad (5.2)$$

où

$$\mathbf{r} = \Psi_e - \Psi_t = \bar{\Psi} + \sum_{j=1}^M c_j \mathbf{u}_j - \Psi_t \quad (5.3)$$

Les coordonnées  $q$  des points du squelette interne du sujet cible peuvent ensuite être estimées une fois les scores des PCs  $c_j$  ( $j=1, M$ ) connus :

$$\Psi_e(p+1 : p+q) \approx \bar{\Psi}(p+1 : p+q) + \sum_{j=1}^M c_j \mathbf{u}_j(p+1 : p+q) \quad (5.4)$$

La distance moyenne entre les enveloppes estimées par ACP et les enveloppes cibles des sujets était appelée "erreur externe". L'erreur externe reflète la capacité du modèle ACP à décrire l'enveloppe d'un sujet supplémentaire.

### 5.2.4 Evaluation de l'approche proposée

Afin d'évaluer l'approche proposée pour prédire les points internes du squelette, une procédure de leave-one-out (LOO) a été réalisée en utilisant les données des 40 hommes de cette étude. Le modèle ACP était d'abord construit sur  $n - 1$  sujets, puis les points internes du  $n^{eme}$  sujet (sujet test) étaient prédits en utilisant seulement son enveloppe. Le résidu entre les points internes estimés et ceux de référence (radiographies) a été calculé. La procédure a été répétée de manière itérative jusqu'à ce que chaque sujet ait été considéré comme un sujet test une fois. L'erreur standard d'estimé (SEE) sur les 40 résidus a été considérée pour estimer la précision de l'estimation des points internes.

### 5.2.5 Différents méthodes pour prédire les points internes

Comme l'analyse ACP reflète la variabilité dans les données, deux stratégies différentes ont été testées pour réduire cette variabilité. La première consistait à aligner les enveloppes reconstruites dans un système de coordonnées local (LCS). La seconde consistait à normaliser les données par des dimensions anthropométriques du tronc. De plus, comme les positions des points internes peuvent être davantage influencées par certains points externes que d'autres, une stratégie de pondération a également été testée dans une méthode des moindres carrés pondérée Eq. (6.2). L'idée était que l'ajustement de l'enveloppe estimée par ACP sur une enveloppe cible favorise l'ajustement au niveau de ces points pondérés en particulier. En combinant les stratégies pour réduire la variabilité des données et les stratégies de pondération, quatre méthodes différentes ont été proposées et testées dans ce travail.

### 5.2.6 Systèmes de coordonnées global et local

Les coordonnées des nœuds de l'enveloppe et des points internes étaient soit exprimées dans un repère global (GCS) centré sur le bassin, soit dans un repère local (LCS) (FIG. 5.1). Pour le LCS, cinq ellipses ont été ajustées aux moindres carrés sur les extrémités du tronc, c'est-à-dire au niveau du cou, des bras et des aines. L'origine correspondait au milieu entre les centroïdes des ellipses ajustées aux sections des jambes. L'axe  $z$  allait du centroïde du cou à l'origine. Un axe temporaire  $y$  a été défini depuis le centroïde de l'ellipse du bras droit à celui du bras gauche. L'axe  $x$  a été calculé par le produit vectoriel de  $z$  et  $y$ . L'axe final  $y$  était le produit vectoriel des axes  $y$  et  $z$ .

### 5.2.7 Pondération des nœuds (PN)

Des coefficients de pondération plus élevés ont été majoritairement alloués aux points externes qui se trouvaient les plus proches de points osseux subcutanés. Pour cela, un coefficient de pondération plus élevé a été attribué aux points du profil postérieur du dos pour favoriser l'estimation de la ligne médiane passant au-dessus des épineuses. Pour le bassin, les parties osseuses les plus proches de la surface cutanée sont les parties supérieures des crêtes iliaques. De ce fait, l'ensemble des nœuds formant une ceinture pelvienne passant par l'apex de la lordose lombaire au point le plus antérieur de la silhouette à la hauteur ASIS se sont vus allouer un coefficient de pondération plus élevé afin de préserver la profondeur et la largeur du bassin. Comme aucun point anatomique externe n'était utilisé pour sélectionner les nœuds, la hauteur moyenne des ASIS a été estimée à 28% de la distance entre le milieu des deux bras et l'origine d'après la population étudiée (FIG. 5.2). De plus, les nœuds au niveau des extrémités hautes et basses du tronc, et au niveau des sections des bras étaient pondérés pour préserver la hauteur et la largeur du tronc.

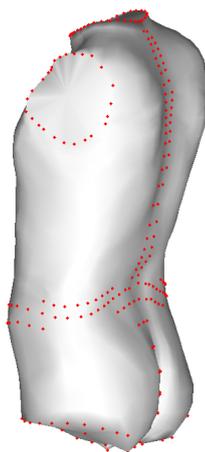


FIGURE 5.2 – Nœuds de l'enveloppe sélectionnés pour avoir un coefficient de pondération plus élevé lors de l'ajustement de l'enveloppe estimée par ACP sur une enveloppe cible par la méthode des moindres carrés pondérés.

## 5.2.8 Normalisation des coordonnées

Les coordonnées ont été normalisées par la hauteur du tronc (TN) pour laquelle de grandes variations avaient pu être observées dans l'analyse ACP préliminaire (voir Résultats). La hauteur du tronc était définie du centroïde de l'ellipse du cou à l'origine.

Quatre méthodes ont été proposées en faisant varier le type de système de coordonnées, la manière de normaliser les coordonnées et les coefficients de pondération dans l'équation EQ. (6.2) :

*Méthode 1 : Configuration basique (GCS)*

*Méthode 2 : GCS+PN (pondération)*

*Méthode 3 : GCS+TN (normalisation par la hauteur du tronc)*

*Méthode 4 : LCS (système de coordonnées local)*

La Méthode 4 ne nécessitait pas l'identification de points anatomiques internes par palpation.

## 5.3 Résultats

### Analyse en composantes principales

L'ACP a été menée sur les données brutes exprimées dans un GCS (Méthode 1). Les 27 premières PCs tenaient compte de 99% de la variance dans les données (FIGURE. 5.3 b). La FIGURE. 5.3 a) montre les variations de la forme du tronc ainsi que des points internes le long des cinq premières composantes qui représentent près de 80% de la variance. Visuellement, ces variances pouvaient être liées à la hauteur du tronc (PC1, PC2, PC3), à la circonférence de la taille (PC1, PC4), à la profondeur du tronc (PC2) ainsi qu'à l'orientation dans l'espace (PC1 pour la rotation antéro-postérieure, PC2 pour la rotation axiale vers la gauche, PC3 pour la rotation axiale vers la droite, PC5 pour la rotation latérale). PC1 et PC2 pouvaient être expliquées par les variations dans la courbure de la colonne (cyphose et lordose).

De plus, les positions des centres intervertébraux thoraciques étaient directement impactées par la taille du tronc (PC1, PC2, PC3), la courbure du rachis (PC1, PC4) et ses rotations (PC1, PC2, PC3, PC5), alors que celles des centres intervertébraux lombaires n'étaient pas affectées par la profondeur du ventre. Les positions des points remarquables du bassin étaient affectées par la profondeur et la largeur du bassin (PC1, PC4) et par la hauteur du tronc (PC3).

A partir de cette analyse, différentes stratégies ont été proposées pour réduire la variance dans les données. La variation dans l'orientation du tronc dans l'espace reflétait les différentes postures adoptées par les participants en se tenant debout et a justifié l'utilisation d'un LCS. La normalisation par la hauteur du tronc a été proposée pour réduire la variabilité dans la direction verticale. De plus, du fait de la proximité entre certains points osseux et la surface externe, tels que les épineuses de la colonne vertébrale et la surface du dos, différentes stratégies de pondération ont été testées afin de favoriser notamment l'ajustement du profil dorsal de l'enveloppe ACP sur une enveloppe cible.

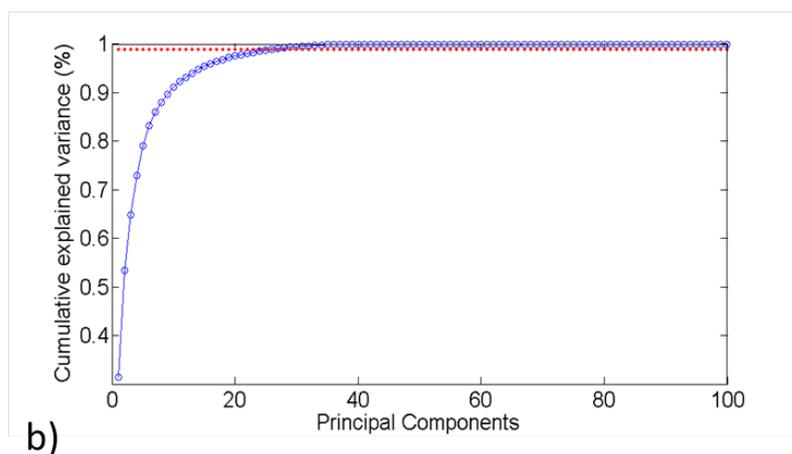
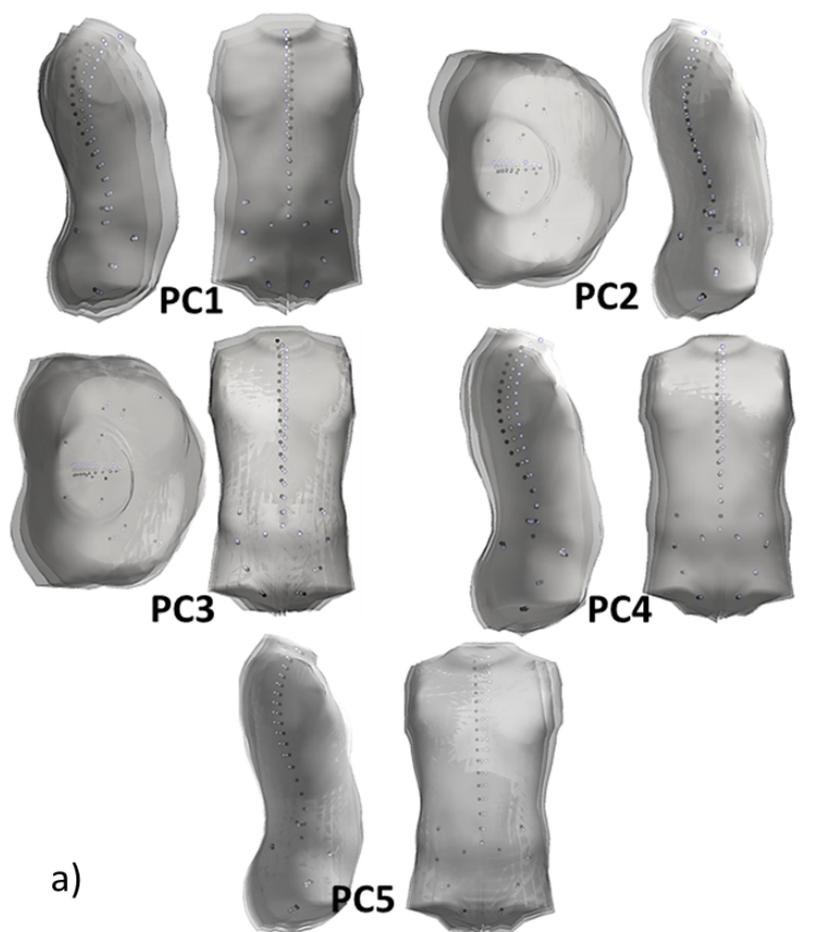


FIGURE 5.3 – a) Les cinq principaux modes de variation de forme. La forme du tronc obtenue en faisant varier les facteurs des CPs de la valeur (*moyenne*+*2SD*) (gris foncé) à la valeur (*moyenne*-*2SD*) (gris clair) pour chaque PC. b) Variance expliquée cumulée en fonction du nombre de composantes principales.

### **Prédiction de l'enveloppe externe et des points internes du squelette**

Les quatre méthodes proposées ont été testées avec une procédure de LOO. L'erreur externe et les erreurs standard d'estimation (SEE) sont présentées dans la TABLE. 5.1 pour un jeu de points internes sélectionnés. Pour les points internes du bassin qui sont présentés (centres de hanche, ASIS, PSIS et tubérosités ischiales), les valeurs moyennes des points droit et gauche ont été indiquées. Les principales observations réalisées en comparant les quatre méthodes proposées de la TABLE. 5.1 sont les suivantes :

- L'erreur externe était très similaire entre les différentes méthodes et restait inférieure à 10 mm en moyenne.
- Les distances résiduelles entre points internes estimés et points internes de référence allaient de 12.5 (Méthode 1) à 14.7 mm (Méthode 4) en moyenne.
- La pondération des points sélectionnés en surface n'avait quasiment aucun effet sur l'estimation des points internes
- La normalisation des données par la hauteur du tronc n'a pas permis de réduire le nombre de PCs (Méthode 3).
- De manière intéressante, l'utilisation d'un LCS a réduit le nombre de PCs requises pour expliquer 99% de la variance, de 27 (Méthode 1) à 23 (Méthode 4). Cependant de plus grandes erreurs sur l'estimation des points internes ont été observées avec l'utilisation d'un LCS, surtout au niveau des points du bassin.
- En comparant les différents points internes, la plus grande erreur a été observée pour L2/L3 avec les quatre méthodes.

TABLE 5.1 – Erreurs standard d'estimation (SEE) en x, y et z et distance (3D) entre les points internes de référence mesurés sur les radiographies biplanes et ceux estimés par les quatre différentes méthodes basées sur l'ACP (en mm). Les écart-types (SD) des erreurs sur les distances sont fournis entre parenthèses. Les points internes du bassin et du rachis sont présentés séparément. GCS/LCS : Système de coordonnées global/système de coordonnées local. PN : Pondération des nœuds. TN : Normalisation par la hauteur du tronc.

Méthode	i	PC	Erreurs externes	Points du bassin : SEE (SD)			Points du rachis : SEE (SD)								Tous*
				Hanche	ASIS	PSIS	TI	T1/T2	T4/T5	T8/T9	T12/L1	L2/L3	L5/S1		
GCS	1	x		6.4	5.5	7	8.6	7.5	9.4	8.6	8.2	9.3	9.5	8.3 (1.6)	
		y		6.4	8.8	6.8	8.4	4.6	5.4	6.5	5.9	8.5	4.4	6.7 (1.5)	
		z		5.8	8.3	7.2	5.6	6.3	6	5.5	6.6	8	7.2	6.5 (1.1)	
		3D	7.8 (1.9)	10.8 (4.5)	13.2 (5.5)	12.2 (5.2)	13.3 (6.2)	10.8 (4.3)	12.4 (5.7)	12.1 (4.5)	12 (4.5)	14.9 (6.0)	12.7 (5.2)	12.6 (1.5)	
GCS+PN	2	x		6.7	5.2	7	8.7	6.8	9.6	8.4	7.9	8.8	9.1	8.1 (1.6)	
		y		6.4	8.5	6.8	8.2	4.5	5.3	6.4	5.9	8.2	4.5	6.6 (1.4)	
		z		5.5	8.4	7.2	5.7	6.2	5.8	5.7	6.9	8.3	7.1	6.6 (1.4)	
		3D	8.0 (1.9)	10.8 (4.4)	13 (5.3)	12.2 (5.2)	13.4 (6.3)	10.2 (4.1)	12.4 (5.9)	12 (4.9)	12 (4.3)	14.6 (5.9)	12.4 (4.9)	12.5 (1.4)	
GCS+TN	3	x		5.5	5.8	6.9	7.3	8.3	8.6	8.1	7.8	8.7	10.0	8.0 (1.4)	
		y		7.5	9.7	6.6	10.0	4.6	5.3	6.9	7.0	9.4	4.3	7.1 (2.0)	
		z		6.2	8.2	6.9	5.1	7.1	6.4	5.8	6.4	8.0	7.2	6.7 (1.0)	
		3D	7.7 (1.7)	11.2 (5.4)	14.0 (5.7)	11.8 (6.8)	13.6 (7.2)	11.8 (8.1)	12.0 (8.5)	12.2 (8.0)	12.3 (7.7)	15.4 (8.6)	13.0 (9.9)	12.8 (1.4)	
LCS	4	x		9.4	10.0	8.8	9.4	7.1	9.4	7.7	7.1	7.8	9.5	8.8 (2.0)	
		y		7.4	10.7	10.6	8.5	4.8	5.1	8.1	6.5	7.2	6.2	7.5 (2.0)	
		z		7.1	13.2	10.6	7.0	6.9	6.6	6.4	7.9	8.9	8.9	8.1 (1.9)	
		3D	7.4 (1.7)	14.0 (5.8)	19.7 (7.4)	17.4 (5.8)	14.6 (5.8)	11.0 (3.9)	12.5 (5.6)	12.9 (4.3)	12.4 (4.2)	13.9 (5.3)	14.4 (5.7)	14.3 (2.8)	

Notes : \*L'ensemble des 27 points internes sont inclus : tous les centres du rachis de T1/T2 à L5/S1 ainsi que les points anatomiques internes du bassin considérés dans cette étude : centres articulaires de la hanche droit et gauche, centres articulaires des genoux droit et gauche, ASIS, PSIS, tubérosités ischiales (TI) et sommets des crêtes iliaques.

## 5.4 Discussion

L'étude a été motivée par le besoin d'estimer les points internes du squelette à partir de l'enveloppe externe pour l'analyse de la posture et du mouvement. Une ACP a été utilisée pour analyser les relations entre la surface externe du corps et le squelette interne pour le tronc et le bassin. Différentes méthodes basées sur l'ACP ont été testées pour localiser les points internes. La plus petite erreur moyenne de prédiction des points internes obtenue avec la Méthode 1 (configuration basique) était de 8.3 mm dans la direction x, 6.7 mm dans la direction y et 6.5 mm dans la direction z. Par rapport aux mannequins numériques existants tels que RAMSIS (Human Solutions) et Human Builder (Dassault Systèmes) (Nérot *et al.*, 2015b), la méthode actuelle offre une plus grande précision pour la prédiction des centres de hanche et du rachis. De plus, l'approche ne nécessite de palper que quelques points anatomiques osseux, voire aucun, pour la prédiction de 27 points internes. Elle peut facilement être appliquée sur un scan 3D grâce un procédé de segmentation automatique. Ceci constitue un avantage majeur comparé aux études par régression actuelles, basées sur la palpation manuelle de points anatomiques différents pour la prédiction de chaque centre articulaire (Bell et Pedersen, 1989, Snyder *et al.*, 1972, Sicard et Gagnon, 1993, Seidel *et al.*, 1995, Lee *et al.*, 1995, Reed *et al.*, 1999, Peng *et al.*, 2015). En termes de précision de prédiction, l'ordre de grandeur des erreurs pour L5/S1 et le centre de hanche était comparable aux erreurs reportées par Peng *et al.* (2015) qui ont évalué plusieurs méthodes (d'un ordre de grandeur d'environ 10 mm). Pour les centres articulaires intervertébraux, une erreur moyenne inférieure à 16 mm a été trouvée pour chacune des quatre méthodes. Cette valeur est supérieure aux études précédentes sur les vertèbres lombaires qui nécessitaient la palpation des épineuses de L1 à S1 et une part d'analyse fonctionnelle (Lee *et al.* (1995) : erreur moyenne 4.3 mm ; Chiou *et al.* (1996) : erreur moyenne : 7.2 mm). Il faut noter que la palpation des épineuses est un procédé qui s'est avéré très fortement dépendant de l'opérateur (Harlick *et al.*, 2007).

L'utilisation d'un système de coordonnées local (LCS) et la normalisation par la hauteur du tronc (TN) visaient à réduire la variabilité dans les données. Celle-ci était principalement causée par les variations dans les dimensions anthropométriques du tronc et son orientation. Comme il était attendu, l'utilisation d'un LCS (Méthode 4) a réduit le nombre de PCs représentant 99% de la variance, passant de 27 (Méthode 1) à 23 PCs. Par contre la normalisation des données par la hauteur du tronc n'a pas permis de diminuer le nombre de PCs. Utiliser un LCS fournit une approche intéressante pour réduire le nombre d'inconnues à prédire, surtout lorsque un jeu réduit de données externes est disponible. Le LCS proposé dans ce travail pour aligner les enveloppes de tronc ne nécessitait pas de palpation de points anatomiques internes, mais était dépendant du choix de la segmentation. De plus grandes erreurs ont été observées pour les points du bassin, surtout les ASIS et PSIS, comparativement aux cas où un GCS était utilisé et dont les ASIS et PSIS définissaient l'origine. C'est pourquoi il serait recommandé de palper quelques points anatomiques internes, notamment les ASIS et PSIS pour définir un LCS afin d'améliorer la prédiction des points internes du bassin.

L'ajout de la pondération de certains nœuds n'a pas permis d'améliorer l'estimation des points internes. Pour évaluer si différents coefficients de pondération auraient pu diminuer les erreurs de prédiction des points internes, différents coefficients de pondé-

ration variant de 5 à 30 ont été testés. L'augmentation des coefficients de pondération a légèrement réduit la distance moyenne entre les points externes pondérés de 5.3 à 4.8 mm et légèrement augmenté la distance moyenne sur l'ensemble des points de surface de 8.0 à 8.9 mm. Cependant, cela n'a pas réduit les erreurs de prédiction des points internes variant de 12.8 mm avec un coefficient de 5 à 13.00 mm avec un coefficient de 30. Plutôt que de prendre l'ensemble du tronc en considération, un modèle ACP différent aurait pu être proposé en se basant uniquement sur les points de la surface postérieure du tronc. Par exemple Huysmans *et al.* (2005) et Bergeron *et al.* (2005) ont sélectionné la surface arrière du dos alors que Drerup et Hierholzer (1996) ont uniquement sélectionné la ligne médiane le long des épineuses sur la surface du dos dans leurs modèles pour prédire les déviations latérales de la colonne vertébrale. Considérer uniquement la partie arrière du tronc permettrait de réduire la variance dans les données. Cependant l'analyse ACP a montré que la variabilité dans la forme de la partie antérieure du tronc, en particulier la forme du ventre, avait très peu d'influence sur la position des points internes (voir les variations le long de PC2 et PC4 dans la FIGURE. 5.3 a). C'est pourquoi il est peu probable que le fait de considérer la surface complète du tronc dans notre modèle ACP ait pu affecter la prédiction des points internes.

L'enjeu critique de l'estimation de points internes du squelette à partir de la surface externe du corps est que les caractéristiques du squelette interne pourraient ne pas être liées à celles de l'enveloppe externe. Par exemple, pour un adulte, les variations de la forme du corps induites par la prise de poids modérée ne causeraient pas nécessairement de modifications dans la géométrie du squelette. Autrement dit, si une approximation parfaite de la forme de l'enveloppe externe était obtenue avec un modèle ACP, cela garantirait-il une estimation précise de la position des points internes ?

Pour répondre à cette question, la première étape a été de vérifier si une estimation précise de la forme externe du tronc pouvait être obtenue avec les méthodes basées sur l'ACP. L'erreur externe moyenne entre l'enveloppe ACP et l'enveloppe cible variait de 7.8 mm avec la Méthode 1 à 9.5 mm avec la Méthode 4 (TABLE. 5.1). Ces valeurs étaient légèrement supérieures à l'erreur moyenne de reconstruction de l'enveloppe externe à partir de radiographies biplanes de 7 mm (Nérot *et al.*, 2015a). Cela indique qu'une estimation satisfaisante de l'enveloppe externe d'un sujet a pu être réalisée à partir d'un jeu de PCs réduit d'une base de données. Les erreurs externes étaient surtout localisées au niveau des extrémités du tronc (cou, bras, et aines) (FIGURE. 5.4). Ces régions affectaient peu la prédiction des points internes du squelette car des erreurs de prédiction similaires ont été trouvées en forçant l'ajustement de ces régions avec une stratégie de pondération.

La TABLE. 5.2 indique les coefficients de corrélation de Pearson entre les erreurs de prédiction des points internes dans la direction antéro-postérieure (x), et celles de la forme externe ajustée sur une enveloppe cible ainsi que différentes caractéristiques individuelles (taille, poids, âge, angle de cyphose T4/T12, angle de lordose L1/L5). Les erreurs de prédiction de l'ensemble des points internes, excepté T1/T2, n'étaient pas corrélées avec l'erreur externe, ni avec le poids, la taille ou l'âge. En revanche, une corrélation significative a été observée entre l'erreur de prédiction des centres articulaires thoraciques et l'angle de cyphose T4/T12 ainsi qu'entre l'erreur de prédiction des centres articulaires lombaires et l'angle de lordose L1/L5. En particulier la prédiction de L2/L3 était moins précise comparativement aux autres centres intervertébraux et son erreur

TABLE 5.2 – Coefficients de corrélation de Person entre les écarts en x (direction antéro-postérieure) sur les points internes et les erreurs externes, la taille, le poids, l'âge, l'angle de cyphose T4-T12 et l'angle de lordose L1-L5. Les corrélations avec une p-value inférieure à 0.05 sont surlignées en gris. Les angles de cyphose T4-T12 et de lordose L1-L5 ont été calculés en utilisant la méthode des plateaux décrite dans Schwab *et al.* (2006).

	Erreurs externes	Taille	Poids	Age	T4-T12	L1-L5
HancheD	0.3	0.1	0.0	0.0	0.0	0.2
HancheG	0.2	0.0	0.0	0.0	0.1	0.1
ASISD	-0.1	-0.1	0.0	-0.2	-0.2	0.1
ASISG	0.1	0.0	0.0	-0.1	-0.2	0.1
TID	0.2	0.1	0.0	-0.1	0.1	0.2
TIG	0.3	0.1	0.0	-0.1	0.2	0.2
PSISD	0.3	0.2	0.1	-0.1	-0.1	0.2
PSISG	0.1	0.3	0.1	-0.1	-0.1	0.2
T1/T2	0.3	0.0	0.0	-0.1	-0.1	0.2
T4/T5	0.1	0.1	0.1	0.0	0.1	0.2
T5/T6	0.1	0.1	0.1	0.0	0.2	0.2
T6/T7	0.1	0.1	0.1	0.0	0.2	0.2
T7/T8	0.1	0.1	0.1	0.0	0.3	0.2
T8/T9	0.1	0.1	0.0	0.0	0.4	0.2
T9/T10	0.1	0.0	0.0	0.1	0.4	0.1
T10/T11	0.1	0.0	-0.1	0.2	0.4	0.1
T11/T12	0.1	-0.1	-0.1	0.3	0.4	-0.1
T12/L1	0.1	-0.2	-0.2	0.3	0.3	-0.3
L1/L2	0.1	-0.2	-0.2	0.3	0.1	-0.4
L2/L3	0.0	-0.2	-0.2	0.3	0.1	-0.5
L3/L4	0.0	-0.1	-0.2	0.3	0.0	-0.5
L4/L5	0.0	0.0	-0.1	0.2	-0.1	-0.2
L5/S1	0.0	0.1	0.0	0.0	-0.2	0.2

D : droit, G : gauche, TID : Tubérosité ischiale droite, TIG : Tubérosité ischiale gauche

d'estimé était corrélée à la lordose lombaire.

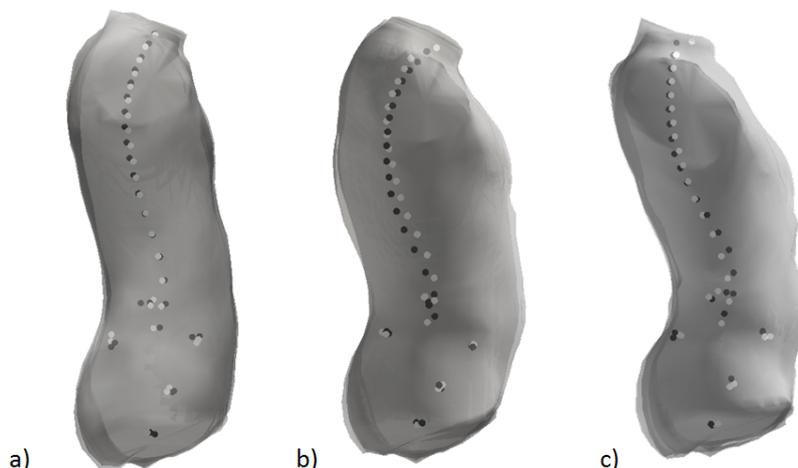


FIGURE 5.4 – Exemples de modèles prédits par ACP (surfaces blanches) estimant l'enveloppe d'un sujet cible (surfaces grises) et les points de son squelette interne. Ronds noirs : points internes de référence (radiographies); ronds blancs : points internes estimés. a) Prédiction précise des centres articulaires vertébraux pour un sujet avec une cyphose thoracique T4/T12 et une lordose lombaire L1/L5 à l'intérieur de l'intervalle défini par la moyenne  $\pm SD$  de la population d'étude (T4/T12 :  $34^\circ$ , L1/L5 :  $34^\circ$ ). b) Faible précision de la prédiction des centres articulaires thoraciques chez un sujet présentant une grande valeur de cyphose T4/T12 par rapport au reste de la cohorte ( $54^\circ$ ). c) Faible précision dans la prédiction des centres articulaires lombaires chez un sujet présentant une lordose L1/L5 plus accentuée que dans le reste de la cohorte ( $59^\circ$ ).

Ceci est illustré dans la FIGURE. 5.4 qui compare trois participants : un avec des angles de cyphose T4/T12 et de lordose L1/L5 proches des valeurs moyennes de la cohorte de participants (*moyenne*  $\pm$  *SD* de l'angle T4/T12 :  $33.9^\circ \pm 11.0$ ; L1/L5 :  $39.7^\circ \pm 8.2$ ), un avec une valeur élevée de cyphose T4/T12 et un autre avec une valeur élevée de lordose L1/L5. Il a été montré dans la littérature que les angles de cyphose et de lordose étaient très fortement dépendants de l'incidence pelvienne dans le mécanisme de maintenance de l'alignement sagittal (Legaye *et al.*, 1998, Vaz *et al.*, 2002, Vialle *et al.*, 2005, Skalli *et al.*, 2007, Husson *et al.*, 2010, Berthonnaud *et al.*, 2011, Lazennec *et al.*, 2013, Lee *et al.*, 2015). L'incidence pelvienne est un paramètre défini comme l'angle entre la perpendiculaire au plateau sacré en son milieu et le segment connectant ce point à l'axe des têtes fémorales (Schwab *et al.*, 2006), qui ne peut pas facilement être estimé à partir de la forme externe du corps. C'est pourquoi même si un ajustement parfait de l'enveloppe externe était obtenu, cela ne garantirait pas une prédiction précise des points internes, du fait que ces derniers dépendent aussi d'autres structures internes. Cette observation pointe une limitation dans la tentative de prédire des points internes à partir de paramètres externes.

Afin de parer à ces limitations à l'avenir, deux pistes de recherche ont été retenues. D'abord la sélection des participants devrait inclure davantage de personnes montrant des courbures différentes du rachis afin de créer un modèle ACP sur une population plus représentative des angles de lordose et cyphose existants. La taille et le poids ont montré qu'ils n'avaient aucune influence sur l'erreur d'estimé interne et ne sont donc pas des

facteurs limitant la sélection. De plus, une méthode alternative pour estimer les points internes à partir de la surface externe sera proposée. La méthode consisterait à aider l'algorithme ACP à prédire l'interne en fournissant quelques points anatomiques palpés (tels que les épineuses de C7 et T8, les ASIS et les PSIS). Le fait de fournir des données externes spécifiques qui soient clairement liées au squelette interne (connaissance *a priori*) pourrait améliorer la robustesse des données d'entrée fournies aux modèles ACP et l'estimation des points internes.

## 5.5 Conclusion

Cette étude a proposé et comparé quatre méthodes différentes basées sur l'ACP pour localiser les points internes à partir de l'enveloppe externe du tronc. La distance moyenne entre les points internes du squelette mesurés sur des radiographies biplanes et les points internes prédits était d'environ 15 mm, ce qui est plus précis que les estimations faites chez les mannequins existants. Cependant les erreurs de prédiction des centres articulaires thoraciques et lombaires étaient également liées à des paramètres internes qui ne sont pas facilement estimables depuis la forme externe du corps. Un travail devra être mené pour identifier les prédicteurs externes de la forme du corps qui influencent la position de points internes. Ceci devrait permettre d'améliorer la prédiction de points internes pour générer des mannequins personnalisés externes et internes.



# Chapitre 6

## Relations externes-internes pour la prédiction des centres intervertébraux à partir de régressions multilinéaires

Le chapitre précédent a proposé des méthodes basées sur l'ACP pour prédire les points internes du bassin et de la colonne vertébrale à partir de l'ensemble des points de la surface externe du tronc. En pratique, pour de nombreuses applications dans le domaine de la biomécanique, les postures d'intérêt sont relativement différentes ou bien l'acquisition de la surface du corps pourrait être obstruée par des objets comme le dossier d'un siège. Dans ce cas les données d'entrée ne comprennent pas toujours l'acquisition de la surface complète du tronc, voire peuvent se limiter à quelques points palpés. Une étude complémentaire a donc été menée dans l'Annexe B pour proposer des modèles ACP basés sur un nombre limité de points de l'enveloppe externe. De plus grandes erreurs d'estimé ont été trouvées par rapport à l'étude sur le tronc entier. Suite à cela, nous avons choisi d'explorer d'autres méthodes statistiques, à savoir les régressions multilinéaires, afin de vérifier s'il est possible de gagner en précision par rapport à l'ACP tout en utilisant un nombre limité de points de la surface externe. L'étude portera uniquement sur la prédiction des centres intervertébraux.

### 6.1 Introduction

Estimer la géométrie du squelette interne, en particulier la position des centres articulaires, à partir de données externes constitue un besoin essentiel pour définir la chaîne cinématique d'un individu afin d'étudier son mouvement. Une étude préparatoire sur l'évaluation des modèles humains numériques pour l'ergonomie a notamment permis d'insister sur l'importance d'estimer avec précision l'ensemble des centres intervertébraux pour correctement représenter la posture d'un individu (Nérot *et al.*, 2015b). A ce jour, de nombreuses études ont proposé des relations externes-internes pour estimer les centres articulaires des membres inférieurs (Dempster, 1955, Bell et Pedersen, 1989, Davis *et al.*, 1991, Frigo et Rabuffetti, 1998, Kirkwood *et al.*, 1999, Harrington *et al.*, 2007, Sholukha *et al.*, 2011, Peng *et al.*, 2015) et supérieurs (Meskers *et al.*, 1998, Veeger, 2000, Stokdijk *et al.*, 2000, Sholukha *et al.*, 2009). Néanmoins peu d'études se sont penchées sur l'estimation des positions des centres intervertébraux sur des sujets

asymptomatiques.

Des approches par ACP ont été proposées pour prédire la courbe du rachis mais ces études ont uniquement été menées sur des populations scoliotiques et aucune n'a estimé la position des centres intervertébraux (Bergeron *et al.*, 2005, Huysmans *et al.*, 2004). D'autres approches en modélisation géométrique ont été publiées, dans lesquelles des paramètres géométriques externes, décrivant le profil du dos, sont utilisés pour prédire la géométrie du rachis en interne. Parmi elles, l'étude la plus utilisée est celle de Snyder *et al.* (1972) qui nécessite de prédire deux inconnues pour chaque centre intervertébral : d'une part l'orientation du vecteur qui le relie à l'épineuse de la vertèbre sus-jacente, et d'autre part la norme de ce vecteur. En pratique, la méthode est dépendante de la posture du sujet ; elle est aussi sujette aux erreurs de palpation intervenant lors de l'identification de chacune des épineuses les plus proches des centres intervertébraux estimés. Par ailleurs aucune validation n'a encore été proposée. De même, d'autres auteurs ont proposé des régressions nécessitant la palpation de chacune des épineuses du dos (Lee *et al.*, 1995, Chiou *et al.*, 1996) auxquelles s'ajoutent d'autres mesures anthropométriques comme l'épaisseur et le déplacement des tissus mous (Sicard et Gagnon, 1993, Lee *et al.*, 1995, Chiou *et al.*, 1996). Néanmoins la collecte de ce type d'informations externes est longue et dépendante de l'opérateur qui l'effectue. Par exemple, Harlick *et al.* (2007) ont relevé une incertitude inter-opérateur moyenne de  $19.8 \pm 18.6$  mm lors de la palpation des épineuses lombaires. Bryant *et al.* (1988) ont proposé une approche originale visant à prédire, dans un premier temps, la courbure du rachis à partir de la ligne médiane du dos, puis, dans un second temps, à estimer la position des vertèbres le long de la courbe interne estimée. L'étude présente l'avantage de ne présenter qu'un seul type d'inconnue, à savoir la distance entre la courbe du rachis et la ligne médiane du dos. Néanmoins elle n'a été menée que sur une population relativement homogène de 13 sujets de 13 à 17 ans. De plus les auteurs n'ont pas cherché à estimer la position des extrémités supérieures et inférieures du rachis qui permettraient de correctement positionner dans l'espace la courbe interne estimée.

A l'aide d'un système de radiographies biplanes à faible dose d'irradiation il est aujourd'hui possible de réaliser des reconstructions 3D de l'enveloppe externe et de la colonne vertébrale (Dubouset *et al.*, 2010). En utilisant cette technologie, des analyses en composantes principales ont été menées dans le chapitre précédent pour prédire les centres articulaires de la colonne vertébrale et du bassin. L'étude s'appuyait pour cela sur l'ensemble (Chapitre 5) ou une sélection de points de l'enveloppe du tronc (Annexe B). La conclusion de cette étude était que l'introduction de davantage de connaissances *a priori* devrait permettre de réduire les erreurs d'estimés des points internes. L'introduction de connaissances *a priori* consiste à sélectionner plus finement les données externes qui seraient les plus pertinentes pour prédire l'interne. La problématique consiste à savoir quel est le minimum de connaissances *a priori* à ajouter pour améliorer la prédiction de ces points. L'objectif de cette étude est d'améliorer la précision de l'estimation des centres intervertébraux à partir de données externes en utilisant la plus petite quantité de connaissances *a priori* possible. La méthode proposée s'inspire de la démarche de Bryant *et al.* (1988) pour prédire la position des centres intervertébraux à partir de l'estimation initiale de la courbe du rachis (courbe interne). L'étude sera menée en 2D uniquement, la rotation axiale de la colonne vertébrale ne sera donc pas prise en compte.

## 6.2 Matériel et Méthode

### 6.2.1 Données

Avec l'accord du comité éthique (CPP 06036) et la signature d'un formulaire de consentement éclairé, les radiographies biplanes de 80 sujets ont été collectées à l'Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak avec un système de radiographies biplanes EOS (EOS Imaging, France) depuis plusieurs années. Les caractéristiques des sujets étaient les suivantes : 40 hommes / 40 femmes,  $16.8 < \text{IMC} < 33.2 \text{ kg.m}^2$ ,  $1.52 < \text{taille} < 1.88 \text{ m}$ ,  $48.0 < \text{poids} < 103.3 \text{ kg}$ ,  $20 < \text{âge} < 76 \text{ ans}$ . A partir de ces deux radiographies, les reconstructions 3D du squelette longitudinal (membres inférieurs, bassin, colonne vertébrale) et de l'enveloppe externe du corps ont été réalisées en collaboration avec d'autres chercheurs et membres du personnel de l'Institut. Les reconstructions étaient basées sur la déformation de modèles génériques de chaque entité sur les radiographies biplanes (Mittton *et al.*, 2006, Humbert *et al.*, 2009, Quijano *et al.*, 2013, Aubert *et al.*, 2014, Nérot *et al.*, 2015a). Les reconstructions personnalisées n'intégraient pas les bras, ni la poitrine des femmes, étant donné que ces régions n'impactaient pas l'estimation des points internes du squelette longitudinal. A partir de ces reconstructions, la région du thorax était isolée entre le cou et le bassin, approximativement au niveau des PSIS.

Les points anatomiques internes des os avaient été palpés virtuellement sur les modèles génériques osseux une fois pour toute par un expert en anatomie. La position des points anatomiques internes se trouvait ensuite ajustée selon la déformation appliquée au modèle générique lors de la procédure de reconstruction 3D des os. Dans cette étude, nous avons fait l'hypothèse que les points anatomiques internes repérés sur les reconstructions osseuses représentaient les points les plus proches de ceux qui seraient identifiés par palpation par un opérateur qualifié (points anatomiques externes). Aussi les points anatomiques externes pris en compte dans cette étude sont les épines iliaques antéro-supérieures (ASIS), les épines iliaques postéro-supérieures (PSIS), les épineuses de C7 (C7) et T8 (T8), l'incision jugulaire (IJ) et le processus xiphoïde (PX). La ligne médiane du dos (également appelée profil du dos) était repérée en identifiant les points de l'enveloppe reconstruite les plus proches des épineuses des vertèbres. Elle était délimitée entre C7 et les PSIS.

A partir des reconstructions osseuses, 18 centres articulaires de C7/T1 à L5/S1 ont été extraits. Un centre intervertébral était défini comme le milieu du segment joignant le barycentre du plateau inférieur de la vertèbre sus-jacente et le barycentre du plateau supérieur de la vertèbre sous-jacente.

### 6.2.2 Modèles géométriques

La prédiction des positions des centres intervertébraux à partir de paramètres géométriques était réalisée en deux temps. Le principe de la méthode consiste à estimer dans un premier temps la forme et la position dans l'espace de la courbure du rachis, puis à estimer les abscisses curvilignes des centres intervertébraux le long de cette courbe. La méthode est détaillée ci-après.

#### Paramètres externes et internes

Soit un repère  $(\mathbf{o}, \mathbf{d}, \mathbf{t})$ , avec l'origine  $\mathbf{o}$  définie sur la pointe de l'épineuse de C7 ( $C7^e$ )

(FIGURE. 6.1).  $\mathbf{t}$  est l'axe passant par ( $C7^e$ ) et le milieu du segment joignant les deux PSIS ( $PSIS^e$ ), dirigé vers le bas.  $\mathbf{d}$  est l'axe perpendiculaire à  $\mathbf{t}$  dirigé vers l'intérieur du corps. Afin de comparer les résultats entre individus de différentes tailles, les valeurs de l'axe  $\mathbf{t}$  sont normalisées par la distance entre  $PSIS^e$  et  $C7^e$ . L'axe  $\mathbf{d}$  a pour unité le mm.

Les coordonnées en 2D de la ligne médiane du dos  $S^e$  entre  $C7^e$  et  $PSIS^e$  (courbe noire sur la FIGURE. 6.1) ainsi que de la courbe  $S^{int}$  passant par les centres intervertébraux de C7/T1 à L5/S1 (courbe rouge) sont exprimées dans le repère  $(\mathbf{o}, \mathbf{d}, \mathbf{t})$ .

Onze points ont été considérés le long de l'axe  $\mathbf{t}$ , répartis d'un pas régulier équivalent à 10% de la distance entre  $C7^e$  et  $PSIS^e$  et ayant pour coordonnées  $t_i$ , avec  $t_i = [0.0, 0.1, \dots, 0.9, 1.0]$ . En chacun de ces points, les coordonnées  $d_i^{int}$  des points de la courbe  $S_i^{int}$  et  $d_i^e$  des points de  $S^e$  ont été relevées sur l'axe  $\mathbf{d}$ . La distance entre les deux courbes  $S_i^{int}$  et  $S^e$  en tout point  $t_i$  est donnée par :

$$D_i = d_i^{int} - d_i^e \quad (6.1)$$

L'objectif de la méthode est de prédire la coordonnée  $d_i^{int}$  de chacun des points de coordonnée  $t_i = [0.0, 0.1, \dots, 0.9, 1.0]$  afin de pouvoir estimer la forme de la courbe  $S^{int}$ . D'autre part, afin de définir les extrémités de la courbe  $S^{int}$ , les coordonnées de C7/T1 ( $t_{C7/T1}$ ,  $d_{C7/T1}^{int}$ ) et de L5/S1 ( $t_{L5/S1}$ ,  $d_{L5/S1}^{int}$ ) doivent aussi être prédites. Il a été préalablement vérifié que onze points étaient amplement suffisants pour représenter les courbures du rachis à l'aide d'une spline passant par ces points selon une méthode aux moindres carrés. Les points pour lesquels la coordonnée  $d_i^{int}$  présenterait une trop grande incertitude ne seraient pas utilisés. La fonction utilisée pour définir la spline interne est la fonction `csaps` de Matlab. Une pondération plus élevée est apportée pour forcer le passage de la spline par les extrémités prédites C7/T1 et L5/S1 alors qu'une pondération plus faible est considérée pour les points intermédiaires.

L'étude de Bryant *et al.* (1988) a montré que les corps vertébraux étaient répartis de manière homogène le long de la courbe  $S^{int}$  (SD=0.9% de la longueur développée de la courbe). Une fois la courbe  $S^{int}$  préalablement estimée, la deuxième partie de la méthode consistait donc à retrouver les coordonnées 2D des centres intervertébraux à partir de leurs abscisses curvilignes moyennes le long de celle-ci.

### Analyse statistique

Pour estimer la forme de  $d_i^{int}$ , deux stratégies ont été employées :

- Dans une première méthode, appelée Méthode MD, il s'agissait de prédire les distances  $D_i$  entre les courbes  $S^e$  et  $S^{int}$  en chacun des points  $t_i = [0.0, 0.1, \dots, 0.9, 1.0]$ , ainsi que les distances  $D_{C7/T1}$  et  $D_{L5/S1}$ .
- Dans le cas où le profil du dos n'est pas accessible et seuls des points palpés sont à disposition, une deuxième méthode, appelée Méthode Md, était proposée pour prédire les coordonnées  $d_i^{int}$  en chacun des points  $t_i = [0.0, 0.1, \dots, 0.9, 1.0]$ , ainsi que les coordonnées  $d_{C7/T1}^{int}$  et  $d_{L5/S1}^{int}$ , sans utiliser d'informations issues du profil du dos.

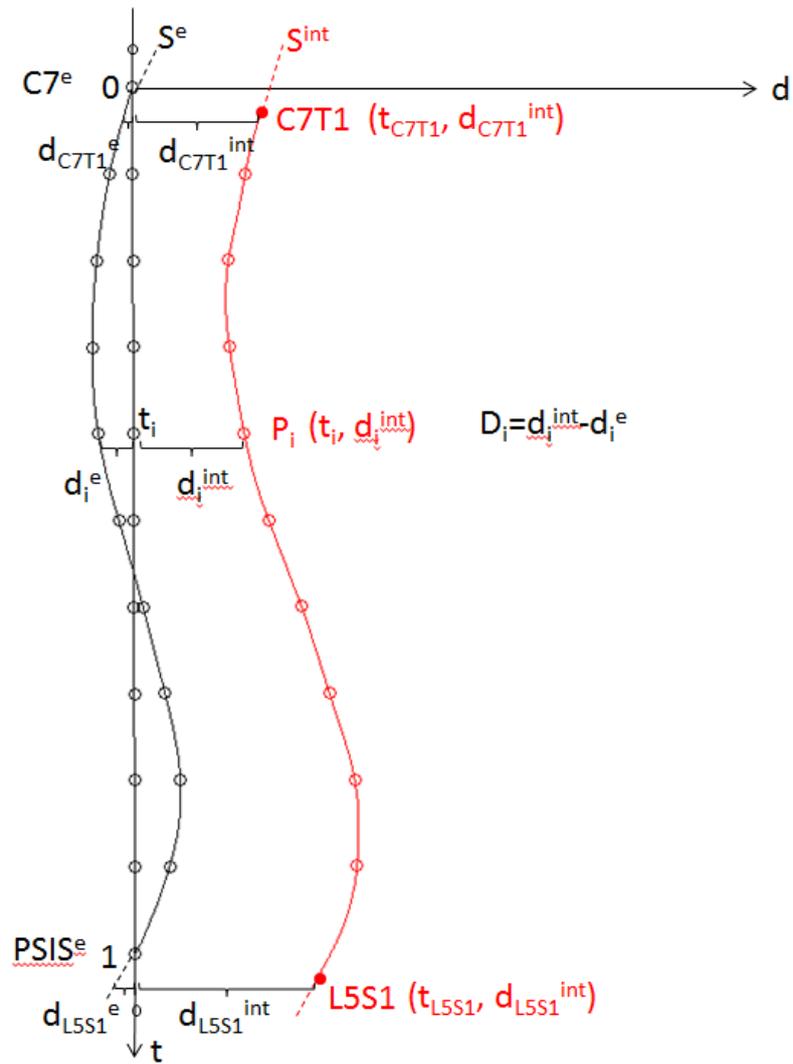


FIGURE 6.1 – a) Représentation de la courbe médiane du dos ( $S^e$ ) et de la courbe du rachis ( $S^{int}$ ) dans un repère en 2D.

Dans les deux cas, les coordonnées des extrémités de  $S^{int}$ ,  $t_{C7/T1}$  et  $t_{L5/S1}$ , devaient être prédites à partir de paramètres externes

### Régressions multilinéaires

Les coordonnées  $t_i = [0.0, 0.1, \dots, 0.9, 1.0]$  ainsi que les distances  $D_i$  ou  $d_i^{int}$  ont été estimées par régression à partir de prédicteurs externes (ou variables explicatives) sélectionnés.

La régression permet de prédire une variable  $Y_{11}$  à l'aide du vecteur  $\mathbf{X}_{p1}$  renfermant les  $p$  variables explicatives  $i = [x_1, \dots, x_p]$  avec  $i = [1, \dots, p] : X_{p1} = \begin{bmatrix} x_1 \\ \dots \\ x_p \end{bmatrix}$

tel que :

$$Y = \mathbf{M} * \mathbf{X} \quad (6.2)$$

avec  $\mathbf{M}_{1p}$  les coefficients de la régression à trouver.

La solution de ce problème linéaire consiste à trouver  $\mathbf{M}$  qui minimise la somme au carré des résidus tel que :

$$\mathbf{X}^{-1}Y = \mathbf{M} * \mathbf{X}^{-1} * \mathbf{X} \quad (6.3)$$

$$\mathbf{M} = (\mathbf{X}^{-1} * \mathbf{X})^{-1} * \mathbf{X}^{-1}Y \quad (6.4)$$

### Définition des variables explicatives candidates

#### *Variables explicatives candidates pour prédire $d_i^{int}$ et $D_i$*

Plusieurs hypothèses ont été faites afin d'établir une liste de mesures externes qui pourraient expliquer les variations des distances  $d_i^{int}$  et  $D_i$  :

- Hypothèse a : les distances entre la surface du dos et la colonne vertébrale dépendent de la taille du sujet (Drerup, 2014). Des variables externes décrivant les variations de la forme du dos dans la direction verticale ont donc été considérées :
  - Taille du sujet
  - Distance entre  $C7^e$  et  $T8^e$
  - Distance entre  $T8^e$  et  $PSIS^e$
  - Distance entre  $C7^e$  et  $PSIS^e$
  - Longueur développée de la courbe  $S^e$
- Hypothèse b : les distances entre la surface du dos et la colonne vertébrale varient en fonction de paramètres caractéristiques de la profondeur du thorax. Des variables externes décrivant les variations de la forme du tronc dans la direction postéro-antérieure ont donc été considérées :
  - Coordonnées  $d_i^e$
  - Distance entre  $C7$  et  $IJ$
  - Distance entre  $T8$  et  $PX$
  - Distance entre le milieu des  $PSIS$  et le milieu des  $ASIS$
  - Poids
  - IMC

- Hypothèse c : la position antéro-postérieure du rachis dépend de caractéristiques du bassin :
  - Distance entre les ASIS
  - Distance entre le milieu des PSIS et le milieu des ASIS

**Abcisses longitudinales  $t_{C7/T1}$  et  $t_{L5/S1}$**

De même, différents prédicteurs ont été envisagés pour prédire les variations des coordonnées  $t_{C7/T1}$  et  $t_{L5/S1}$ . L'hypothèse était que la position de ces points le long de l'axe  $t$  dépendait de la forme de la courbe  $S^{int}$ . Celle-ci peut être vue de manière simplifiée sous la forme d'un " S " du fait de ses deux principales courbures (celle de la cyphose et de la lordose). Le schéma de la FIGURE. 6.2 propose une représentation simplifiée de la courbe  $S^{int}$  et des paramètres pouvant influencer la valeur des coordonnées  $t_{C7/T1}$  et  $t_{L5/S1}$  sur cette courbe :

- R désigne le "tassement" de  $S^{int}$
- $C_l$  et  $C_h$  définissent les distances entre l'extrémité supérieure de la courbe et l'apex de la cyphose thoracique
- $L_l$  et  $L_h$  définissent les distances entre l'extrémité supérieure de la courbe et l'apex de la lordose lombaire
- $CL_h$  désigne la distance entre les apex de la cyphose thoracique et de la lordose lombaire.

Chacune de ces mesures était projetée sur les axes du repère d'étude comme indiqué par le schéma, et normalisée par la longueur développée  $L^{int}$  de la courbe interne estimée entre les points de coordonnée  $t_0$  et  $t_1$ .

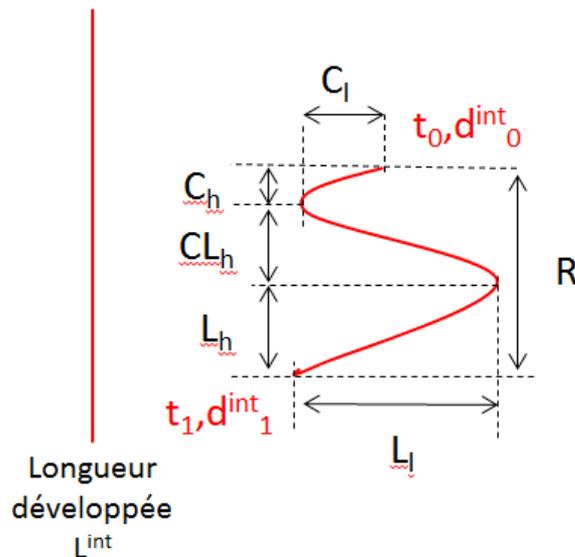


FIGURE 6.2 – Représentation simplifiée de la forme de la courbe du rachis  $S^{int}$  et de ses paramètres de forme pouvant influencer les coordonnées  $t_{C7/T1}$  et  $t_{L5/S1}$ .

### Pré-sélection des variables explicatives

Des tests de Pearson ont été menés pour trouver quelles variables explicatives externes parmi les listes de variables candidates présentées seraient les meilleurs prédicteurs. La sélection d'un prédicteur était faite selon la condition suivante : celui-ci faisait partie des paramètres les plus corrélés au paramètre interne à prédire ( $r^2$  le plus proche de 1) et supposé indépendant des autres prédicteurs sélectionnés.

### Sélection des variables explicatives

En partant des prédicteurs candidats issus du test de Pearson, différentes combinaisons de 2 à 6 paramètres ont été proposées en inversant l'ordre des prédicteurs au sein de chaque groupe. La méthode des régressions multilinéaires ascendante (pas à pas) a permis de sélectionner la meilleure combinaison de prédicteurs pour une variable à prédire donnée. La fonction `stepwisefit` (Mathworks) a été utilisée pour cela. Le principe est le suivant : une régression multilinéaire est construite à partir d'un seul prédicteur, le pouvoir explicatif de la régression est alors comparé à celui qui serait obtenu avec l'ajout d'un prédicteur supplémentaire. Le pouvoir explicatif est quantifié par le calcul de la p-value d'un test de Fischer entre les deux modèles présentant une variable explicative en plus ou en moins. L'hypothèse nulle est que le terme ajouté aurait un coefficient zéro dans la régression. Si l'hypothèse est rejetée, le terme est gardé comme variable explicative.

### 6.2.3 Evaluation

La moyenne quadratique a été calculée sur l'ensemble des résidus obtenus pour les 80 sujets pour fournir un indicateur sur la qualité de la prédiction sur cet échantillon.

$$RMSE = \sqrt{\frac{1}{n} * \sum_1^n (y_i - \hat{y}_i)^2} \quad (6.5)$$

avec  $n$  le nombre de sujets,  $y_i$  la variable à prédire (référence) et  $\hat{y}_i$  la valeur estimée.

Le coefficient de détermination ( $R^2$ ) a également été mesuré. Le coefficient de détermination représente le pourcentage de la variation de la variable estimée expliquée par la régression. Il se calcule de la façon suivante :

$$r^2 = 1 - \frac{SS_{res}}{SS_{tot}} \quad (6.6)$$

avec

$$SS_{tot} = \sum_1^n (y_i - \bar{y}_i)^2 \quad (6.7)$$

$\bar{y}_i$  la moyenne des données  $y$ . et

$$SS_{res} = \sum_1^n (y_i - \hat{y}_i)^2 \quad (6.8)$$

Pour une régression multilinéaire avec  $p > 1$ , on calcule le coefficient de détermination ajusté :

$$r_{adj}^2 = 1 - \frac{(1 - r^2) * (n - 1)}{n - p - 1} \quad (6.9)$$

### 6.3 Résultats

Les deux méthodes MD et Md proposées ont été appliquées aux 80 sujets de la base de données. Chacune diffère selon la quantité de connaissances *a priori* requise :

Connaissances <i>a priori</i> externe requise	
Méthode MD	Profil du dos, points anatomiques externes (C7, T8, PSIS, ASIS, IC, PX)
Méthode Md	Points anatomiques externes (C7, T8, PSIS, ASIS, IC, PX)

La distribution des centres intervertébraux le long de  $S^{int}$  a montré des écart-types inférieurs à 5 mm (TABLE. 6.1).

TABLE 6.1 – Abscisses curvilignes des centres intervertébraux normalisées par la longueur développée de  $S^{int}$ . Les écarts-types sur les abscisses curvilignes normalisées en pourcentage et en mm sont indiqués.

	Abscisses curvilignes moyennes (%)	SD (%)	SD (mm)
C7/T1	0	0	0
T1/T2	4	0	1.57
T2/T3	9	1	2.40
T3/T4	13	1	3.11
T4/T5	18	1	3.13
T5/T6	23	1	3.54
T6/T7	28	1	3.94
T7/T8	33	1	4.23
T8/T9	38	1	4.52
T9/T10	43	1	4.83
T10/T11	49	1	4.75
T11/T12	55	1	4.76
T12/L1	61	1	4.69
L1/L2	69	1	4.68
L2/L3	76	1	4.68
L3/L4	84	1	4.46
L4/L5	92	0	2.99
L5/S1	100	0	1.82

La TABLE. 6.2 indique les résultats des écarts (x, y et distance) entre points de référence et points estimés par les méthodes MD et Md proposées. Les principales observations sont les suivantes :

- L’erreur moyenne sur l’estimation des centres intervertébraux est de  $9.7 \pm 5.0$  mm avec la méthode MD qui utilise le profil du dos et de  $9.6 \pm 5.0$  mm avec la méthode Md qui ne l’utilise pas.
- De plus grandes erreurs dans la prédiction de L5/S1 ont été observées avec les méthodes MD et Md par rapport à la Méthode 1 du Chapitre 5 qui incluait l’ensemble des nœuds du thorax et du bassin dans l’analyse ACP.

Les TABLE. 6.3 et TABLE. 6.4 fournissent les prédicteurs et coefficients des régressions définis pour prédire les variables inconnues des méthodes MD et Md. Les indicateurs de qualité des régressions sont également fournis.

- Les prédictions des  $D_{int}^i$  avec la méthode MD étaient plus précises que celles des  $d_{int}^i$  avec la méthode Md.
- L’estimation de  $d_{C7T1}^{int}$  avec la méthode Md (RMSE=4.2 mm) était plus précise que celle de  $D_{C7T1}^{int}$  avec la méthode MD (RMSE=6.7 mm).
- Aucun prédicteur externe pour  $d_{0.3}^{int}$  n’a pu être sélectionné
- Les coordonnées  $d_{0.3}^{int}$ ,  $d_{0.4}^{int}$  et  $d_{0.7}^{int}$  qui étaient estimées avec la précision la plus faible par rapport aux coordonnées des autres points n’ont pas été utilisées pour estimer la courbe  $S^{int}$  avec la méthode Md.
- De même, les distances  $D_{0.3}$  et  $D_{0.7}$  qui étaient estimées avec la précision la plus faible par rapport aux autres n’ont pas été utilisées pour estimer la courbe  $S^{int}$  avec la méthode MD.

TABLE 6.2 – Erreurs quadratiques moyennes (RMSE) en x, y et distance (2D) entre les centres intervertébraux de référence mesurés sur les reconstructions osseuses et ceux estimés par les différentes méthodes MD et Md en mm. Les écarts-types des erreurs sur les distances 2D sont fournis.

Méthode	C7T1	T1T2	T2T3	T3T4	T4T5	T5T6	T6T7	T7T8	T8T9	T9T10	T10T11	T11T12	T12L1	L1L2	L2L3	L3L4	L4L5	L5S1	Total
x	6.8	4.7	5.1	5.4	5.8	6.3	6.7	6.8	6.8	6.8	6.8	6.9	7.0	7.2	6.9	6.0	6.7	8.0	
y	5.5	5.6	5.7	5.8	5.7	6.1	6.4	6.6	6.8	7.0	7.1	7.2	7.6	8.2	9.0	9.3	9.8	9.9	
2D	8.7	7.3	7.7	7.9	8.2	8.8	9.3	9.5	9.6	9.8	9.8	10.0	10.3	10.9	11.3	11.1	11.9	12.7	9.7
SD	4.5	3.3	3.3	3.4	3.6	3.8	4.1	4.4	4.7	5.0	5.2	5.4	5.8	6.1	6.1	5.4	5.6	5.9	5.0
x	4.0	4.7	5.5	6.8	7.7	8.9	9.8	9.8	8.9	7.5	6.6	6.2	6.3	6.9	7.4	7.4	6.7	7.2	
y	5.5	5.1	4.8	4.7	4.5	4.7	4.9	5.1	5.2	5.5	5.8	6.1	6.7	7.4	8.2	8.2	9.1	9.5	
2D	6.8	6.9	7.4	8.2	8.9	10.0	11.0	11.1	10.3	9.3	8.8	8.8	9.2	10.2	11.0	11.0	11.3	11.9	9.5
SD	3.5	3.2	3.6	4.1	4.5	4.7	5.1	5.2	5.1	4.7	4.5	4.5	4.7	5.4	6.0	6.0	5.6	5.3	5.0

TABLE 6.3 – Prédicteurs et coefficients des régressions pour prédire les variables inconnues de la méthode MD. Les coefficients des régressions (Coeff) sont associés aux variables explicatives (Prédicteurs) portant la même lettre (A, B, C ou D).

Inconnue	Prédicteur	Prédicteur	Prédicteur	Prédicteur	Prédicteur	Prédicteur	Prédicteur	Prédicteur	Prédicteur	Prédicteur	Prédicteur	Prédicteur	Prédicteur	Prédicteur	Prédicteur	Prédicteur	R <sup>2</sup>	R <sup>2</sup> <sub>adj</sub>	RMSE (mm)	Coeff A	Coeff B	Coeff C	Coeff D	Constante
D <sub>0</sub>	C7-T8	C7-IJ	d <sub>0,6</sub> <sup>c</sup>														0.7	0.7	4.8	0.192	0.275	0.304		-10.176
D <sub>0,1</sub>	C7-IJ	d <sub>0,1</sub> <sup>c</sup>															0.8	0.8	4.9	0.484	0.858			-6.001
D <sub>0,2</sub>	C7-IJ	Poids	d <sub>0,2</sub> <sup>c</sup>				d <sub>0,4</sub> <sup>c</sup>										0.6	0.6	5.7	0.400	0.231	0.979	-0.531	-11.293
D <sub>0,3</sub>	C7-IJ	d <sub>0,3</sub> <sup>c</sup>					d <sub>0,4</sub> <sup>c</sup>										0.4	0.4	6.6	0.471	1.167	-0.944		-4.200
D <sub>0,4</sub>	Poids																0.6	0.6	6.7	0.515				34.343
D <sub>0,5</sub>	T8-PX	Poids															0.6	0.6	6.4	0.148	0.338			20.455
D <sub>0,6</sub>	T8-PX	Poids															0.6	0.6	6.5	0.169	0.445			14.699
D <sub>0,7</sub>	T8-PX	Poids															0.7	0.7	7.0	0.153	0.629			11.996
D <sub>0,8</sub>	T8-PX	Poids															0.7	0.7	6.1	0.122	0.690			19.401
D <sub>0,9</sub>	Poids																0.6	0.6	6.9	0.736				44.398
D <sub>1</sub>	Poids																0.4	0.4	9.3	0.678				44.186
D <sub>CT/T1</sub>	C7-IJ	Poids															0.6	0.6	6.5	0.347	0.462			-0.637
D <sub>L5/S1</sub>	Poids																0.4	0.4	7.1	0.494				55.873
t <sub>C7/T1</sub>	R	Ch															0.5	0.5	10.9	-0.770	0.052			0.764
t <sub>L5/S1</sub>	CL <sub>h</sub>																0.3	0.3	18.8	0.452	0.452			0.925

Note : Définition des prédicteurs : " C7-IJ " : Distance entre C7 et IJ, " d<sub>i</sub><sup>c</sup> " : coordonnées sur l'axe **d** des points de la courbe du dos S<sup>e</sup> pour t<sub>i</sub> = [0,0,0.1, ..., 0.9, 1,0] (FIGURE. 6.1), " T8-PX " : Distance entre T8 et PX, " C7-T8 " : distance entre C7 et T8, R, C<sub>h</sub> et CL<sub>h</sub> sont décrits dans la FIGURE. 6.2, le poids est en kg.

TABLE 6.4 – Prédicteurs et coefficients des régressions pour prédire les variables inconnues de la méthode Md. Les coefficients des régressions (Coeff) sont associés aux variables explicatives (Prédicteurs) portant la même lettre (A, B, C ou D).

Inconnue	Prédicteur	RMSE	$R^2$	Coeff	Coeff	Coeff	Coeff	Constante						
	A	B	C	D	E			(mm)	$R^2_{adj}$	A	B	C	D	
$d_0^{int}$	C7-T8	C7-IJ	T8-PX					5.3	0.7	0.192	0.238	0.127		-25.893
$d_{0,1}^{int}$	C7-IJ							5.0	0.5	0.452				-5.468
$d_{0,2}^{int}$	C7-IJ	T8-PX	Poids					7.6	0.3	0.457	-0.215	0.277		3.186
$d_{0,4}^{int}$	T8-PX	Poids						11.7	0.2	-0.317	0.534			63.355
$d_{0,5}^{int}$	C7-T8	T8-PSIS	C7-PSIS	Poids				6.7	0.7	-2.500	-2.343	2.423	0.364	24.960
$d_{0,6}^{int}$	C7-T8	T8-PSIS	C7-PSIS	T8-PX	Poids			6.4	0.7	-1.952	-2.072	2.008	-0.089	54.810
$d_{0,7}^{int}$	C7-T8	T8-PSIS	C7-PSIS	Poids				7.3	0.6	-1.407	-1.673	1.523	0.567	65.353
$d_{0,8}^{int}$	C7-T8	T8-PSIS	C7-PSIS	Poids				7.1	0.5	-0.811	-1.139	0.949	0.696	76.405
$d_{0,9}^{int}$	T8-PSIS	Poids						7.0	0.5	-0.206	0.838			101.578
$d_1^{int}$	C7-PSIS	Poids						8.5	0.5	-0.161	0.996			99.612
$d_{CT/T1}^{int}$	C7-IJ	Taille						4.0	0.6	0.336	0.016			-8.512
$d_{L5/S1}^{int}$	C7-T8	Poids						7.3	0.5	-0.198	0.909			72.449
$t_{C7/T1}$	R	Ch						10.5	0.5	-1.018	0.066			0.997
$t_{L5/S1}$	$CL_h$							18.3	0.4	0.485				0.920

Note : Définition des prédicteurs : "C7-IJ" : Distance entre C7 et IJ, "T8-PX" : Distance entre T8 et PX, "C7-T8" : distance entre C7 et T8, "T8-PSIS" : Distance entre T8 et le milieu des PSIS, "C7-PSIS" : Distance entre C7 et le milieu des PSIS. R,  $C_h$  et  $CL_h$  sont décrits dans la FIGURE 6.2. La taille est en mm et le poids en kg.

## 6.4 Discussion

L'objectif de cette étude était de sélectionner le minimum de données externes nécessaires pour prédire avec précision les positions des centres intervertébraux en 2D. L'hypothèse était que l'information externe la plus adaptée pour la prédiction de points internes serait localisée sur des zones présentant de faibles intervalles de tissus mous. Pour atteindre cet objectif, la stratégie employée consistait à prédire dans un premier temps la courbure du rachis puis, dans un second temps, à estimer la position des centres intervertébraux le long de cette courbe. L'étude a confirmé la distribution quasi invariante des centres intervertébraux le long de la courbe du rachis.

Deux méthodes ont été proposées en fonction de l'information externe à disposition : l'une proposant des prédicteurs issus de l'étude du profil du dos et de points anatomiques externes (Méthode MD), et l'autre utilisant uniquement des prédicteurs calculés à partir de huit points anatomiques externes (Méthode Md). Ces deux méthodes par régression ont montré de plus faibles erreurs d'estimation des centres intervertébraux par rapport aux méthodes ACP proposées au Chapitre 5 (et évaluées en 2D en Annexe B) avec une erreur moyenne de  $9.7 \pm 5.0$  mm. Ainsi la phase de sélection des paramètres externes, basée sur la connaissance *a priori* et l'analyse statistique des paramètres externes qui seraient les plus corrélés à l'interne et les plus robustes, a permis d'améliorer la prédiction des centres articulaires internes. L'erreur d'estimation trouvée avec les deux méthodes est inférieure aux erreurs reportées par Sicard et Gagnon (1993) ( $17.4 \pm 10.8$  mm pour les lombaires) et les écarts-types inférieurs à ceux reportés par Snyder *et al.* (1972) de 9.4 mm. La méthode nécessite moins de prédicteurs que les méthodes de Lee *et al.* (1995) et Chiou *et al.* (1996) qui reposent sur la palpation de l'ensemble des épineuses lombaires pour prédire les positions des 5 centres lombaires.

La Méthode MD a montré de plus faibles erreurs concernant la prédiction des  $D_i$  (TABLE. 6.3) par rapport à la prédiction des  $d_i^{int}$  avec la méthode Md (TABLE. 6.4). Néanmoins les erreurs dans l'estimation de  $D_{C7/T1}$  ont affecté la prédiction de l'ensemble des points prédits avec la Méthode MD. La meilleure alternative serait donc d'utiliser la méthode Md pour prédire  $d_{C7/T1}^{int}$  ainsi que la méthode MD pour prédire les  $D_i$  pour  $t_i = [0.0, 0.1, \dots, 0.9, 1.0]$ .

Il faut noter que les radiographies biplanes ne fournissent pas seulement la silhouette d'une personne comme sur une photographie, mais permettent de bien distinguer la ligne médiane du dos entre les omoplates jusqu'au sacrum le long des épineuses. L'erreur moyenne de reconstruction sur le thorax était de  $0.7 \pm 9.8$  mm (Nérot *et al.*, 2015a). Etant donné la difficulté à palper S1 dans la pratique, il a été préféré de délimiter la ligne médiane du dos de l'épineuse de C7 au milieu des PSIS. La hauteur des PSIS pouvant approximativement correspondre à la hauteur de S1 ou S2 sur le rachis (Chakraverty *et al.*, 2007).

L'avantage des deux méthodes proposées est que seules les coordonnées  $t$  et  $d$  des deux extrémités du rachis C7/T1 et L5/S1 doivent être prédites ; pour tous les autres points considérés entre ces deux extrémités, répartis à intervalles réguliers sur l'axe  $t$ , et à partir desquels la courbure du rachis est estimée, seule la prédiction de leur coordonnée sur l'axe  $d$  est nécessaire. Si la méthode n'avait pas impliqué deux étapes (1 : estimation de la courbure du rachis, 2 : distribution des centres intervertébraux), une alternative aurait été de prédire directement les coordonnées  $t$  et  $d$  de chacun des

centres intervertébraux. Mais ceci aurait induit un plus grand nombre d'inconnues à estimer. Une toute autre alternative impliquant l'étude du profil du dos a également été envisagée. Il s'agissait de prédire deux variables pour chaque centre intervertébral : d'une part la distance entre le centre articulaire et sa projection orthogonale sur le profil du dos (équivalent à trouver la normale au profil du dos passant par le centre intervertébral d'intérêt) ; et d'autre part l'abscisse curviligne de cette projection orthogonale le long du profil du dos. Cette idée a été abandonnée du fait que les normales le long du dos sont dépendantes de sa forme difficilement reproductible d'un moyen d'acquisition à un autre. En effet bien que l'utilisation d'informations sur le profil du dos s'avère pratique car la surface du dos peut être aisément obtenue à l'aide des moyens de scanning actuels, ces informations dépendent de la résolution du moyen d'acquisition et du post-traitement des surfaces (en particulier du lissage) qui est réalisé. Par exemple, si le niveau de détail d'une acquisition est tel que le relief des épineuses sur la surface du dos est visible, alors la direction des normales au dos risque d'être très différente par rapport à une acquisition plus lisse de la surface du dos. L'avantage de simplifier au maximum le profil du dos par une droite comme proposé par Bryant *et al.* (1988) est de définir de manière robuste une seule direction suivant laquelle les distances entre surface du dos et centres intervertébraux peuvent être calculées.

Sur l'ensemble des méthodes proposées, la prédiction de L5/S1 était moins précise que la Méthode 1 du chapitre 5 qui intégrait l'ensemble des nœuds du tronc. Or une prédiction précise de ce point est primordiale pour positionner la courbe interne. Il semblerait que certains points importants pour l'estimation de L5/S1 n'ont donc pas été pris en compte dans les méthodes proposées dans cette étude alors qu'ils l'étaient dans la Méthode 1 ; il pourrait s'agir de points du bassin. Une méthode de prédiction de L5/S1 à partir de prédicteurs du bassin a par exemple été proposée par Peng *et al.* (2015). Afin de vérifier si les prédictions des autres centres intervertébraux se trouveraient améliorés si L5/S1 était mieux prédite, les méthodes MD et Md ont été menées en imposant la position de L5/S1 obtenues sur les reconstructions 3D (TABLE. 6.5). Les résultats montrent une réduction de l'erreur moyenne de 9.7 à 8.2 mm pour la méthode MD et de 9.6 à 8.6 mm pour la méthode Md, ce qui confirme que la précision de ces méthodes requiert une bonne estimation de la position de L5/S1.

Une des limites de cette étude est qu'elle est dépendante de la posture du sujet. Elle suppose que le sujet se tienne debout et pourrait être envisagée pour une posture assise à condition de garder le dos droit. Quand bien même la posture d'un sujet serait la plus droite possible, les angles de cyphose thoracique dans notre cohorte de sujets de 20 à 76 ans sont variables et ajoutent de l'incertitude à l'estimation des centres intervertébraux du rachis thoracique. De ce fait, nous avons également testé si la courbure du rachis serait plus fidèlement estimée en segmentant le tronc en deux zones, l'une exprimée dans un repère centré en  $C7^e$  et dont l'axe  $\mathbf{t}$  est dirigé vers  $T8^e$ , et l'autre exprimée dans un repère centré en  $T8^e$  et dont l'axe  $\mathbf{t}$  est dirigé vers  $PSIS^e$ . Des résultats quasi identiques à la méthode MD ont été obtenus (erreur moyenne  $9.2 \pm 4.9$  mm) dans cette étude, certainement liés au fait que les variations de posture entre les sujets de cette étude sont relativement faibles. Il serait nécessaire de vérifier la validité de la méthode pour des postures d'intérêt différentes, telles que des postures assises, ou encore pour des sujets présentant des pathologies rachidiennes. Un travail est en cours pour étudier la position des centres intervertébraux en position assise en hyperlordose et en

hypercyphose lombaire.

Enfin le poids s'est avéré être un prédicteur important pour prédire les coordonnées de la courbure du rachis (TABLE. 6.3 et TABLE. 6.4). Bien que cette variable soit facile à mesurer et reproductible, nous avons souhaité tester si elle pouvait être remplacée par une variable plus locale telle que le tour de taille. L'utilisation du tour de taille à la place du poids a montré des résultats quasi identiques par rapport à la méthode MD utilisant le poids (erreur moyenne  $9.5 \pm 4.9$  mm). La TABLE. 6.6 indique les régressions à appliquer lorsque le tour de taille est utilisé à la place du poids.

Une autre limite de cette étude est que les points anatomiques externes utilisés sont en fait repérés directement sur les reconstructions osseuses. Ils correspondent donc à des points « idéalement » palpés. Dans la pratique, un intervalle de tissu mou est présent entre l'os et le point de la peau réellement palpé. Il est donc recommandé d'utiliser des méthodes de palpation qui minimisent l'intervalle de tissu mou entre le point à repérer et le point palpé comme la méthode A-Palp (Salvia *et al.*, 2009). Pour étudier l'influence des erreurs de palpation sur ces méthodes par régression, celles-ci seront appliquées sur des volontaires dans le chapitre suivant.

Enfin la prédiction des centres intervertébraux a été réalisée en 2D dans cette étude et ne tient pas compte des variations des positions des centres intervertébraux dans le plan frontal. Dans le chapitre suivant qui propose une méthode de prédiction en 3D, les coordonnées médio-latérales des centres intervertébraux seront estimées par la coordonnée médio-latérale moyenne entre les épineuses de C7 et le milieu des PSIS.

## 6.5 Conclusion

Cette étude a permis de proposer deux modèles géométriques permettant de prédire l'ensemble des centres intervertébraux de C7/T1 à L5/S1 en 2D avec moins de données d'entrée que les méthodes ACP tout en améliorant la précision de la prédiction. L'un des modèles se prête à des applications bénéficiant de l'acquisition du profil du dos, l'autre ne requiert que la palpation de 8 points anatomiques externes. En revanche, la prédiction de L5/S1 avec ces méthodes n'est pas encore satisfaisante et des prédicteurs issus du bassin sont certainement nécessaires pour prédire la position de ce point.

Cette étude s'est concentrée sur les relations externes-internes de la colonne vertébrale. Ces relations seront intégrées dans le chapitre suivant qui propose une synthèse des relations externes-internes pour la prédiction de points internes en 3D sur l'ensemble du squelette longitudinal. Les relations proposées seront également évaluées dans un cas pratique sur une cohorte de volontaires.

TABLE 6.5 – Erreurs quadratiques moyennes (RMSE) en x, y et distance (2D) entre les centres intervertébraux de référence mesurés sur les reconstructions osseuses et ceux estimés par les deux différentes méthodes MD et Md lorsque la position réelle de L5/S1 est imposée. Les points externes utilisés pour les 2 méthodes sont indiqués entre parenthèses.

Méthode	C7T1	T1T2	T2T3	T3T4	T4T5	T5T6	T6T7	T7T8	T8T9	T9T10	T10T11	T11T12	T12L1	L1L2	L2L3	L3L4	L4L5	Total
C (Profil du dos, points anatomiques externes)	x	6.8	4.7	4.7	5.2	5.5	5.8	6.4	6.8	6.8	6.6	6.4	6.4	6.5	6.7	6.5	6.1	6.1
	y	5.5	5.5	5.5	5.6	5.6	5.5	5.8	5.9	6.0	6.1	5.9	5.6	5.3	5.1	4.8	3.5	3.5
	2D	8.7	7.3	7.3	7.6	7.9	8.0	8.6	9.0	9.1	9.0	8.7	8.5	8.4	8.4	8.1	7.1	8.2
	SD	4.5	3.3	3.3	3.4	3.5	3.7	3.9	4.1	4.1	4.3	4.2	4.3	4.5	4.5	4.5	4.1	4.3
D (points anatomiques externes)	x	4.0	4.7	5.6	6.8	7.7	8.9	9.8	9.9	8.9	7.5	6.4	6.4	7.3	7.3	7.2	6.4	6.4
	y	5.5	5.1	4.8	4.7	4.5	4.6	4.8	4.9	5.1	5.2	5.1	5.0	4.9	4.9	3.6	2.6	2.6
	2D	6.8	6.9	7.4	8.2	8.9	10.0	10.9	11.0	10.2	9.1	8.4	8.1	8.8	8.8	8.1	6.9	8.6
	SD	3.5	3.2	3.5	4.1	4.6	4.8	5.1	5.2	5.1	4.6	4.3	4.3	5.4	5.4	4.9	4.2	4.8

TABLE 6.6 – Prédicteurs et coefficients des régressions pour prédire les variables inconnues de la méthode MD lorsque le tour de taille est utilisé à la place du poids. Les coefficients des régressions (Coeff) sont associés aux variables explicatives (Prédicteurs) portant la même lettre (A, B, C ou D). Le tour de taille a été mesuré à hauteur du nombril.

Inconnue	Prédicteur	Prédicteur	Prédicteur	Prédicteur	Prédicteur	RMSE (mm)	$R^2$	$R^2_{adj}$	Coeff A	Coeff B	Coeff C	Coeff D	Constante
$D_0$	C7-T8	C7-IJ	$d_{0,6}^c$	D		5.2	0.7	0.7	0.192	0.275	0.304		-10.176
$D_{0,1}$	C7-IJ	$d_{0,1}^c$				5.1	0.8	0.8	0.484	0.858			-6.001
$D_{0,2}$	C7-IJ	$d_{0,2}^c$	$d_{0,4}^c$			6.3	0.7	0.7	0.534	1.024	-0.520		-15.022
$D_{0,3}$	C7-IJ	Tour taille	$d_{0,3}^c$	$d_{0,4}^c$		6.6	0.6	0.6	0.346	0.032	1.191	-1.040	-13.668
$D_{0,4}$	C7-IJ	Tour taille				6.7	0.5	0.5	0.213	0.040			6.807
$D_{0,5}$	T8-PX	Tour taille				6.5	0.6	0.6	0.137	0.040			10.781
$D_{0,6}$	T8-PX	Tour taille				7.0	0.6	0.6	0.191	0.066			5.238
$D_{0,7}$	C7-T8	Tour taille				8.0	0.6	0.6	0.317	0.065			-39.209
$D_{0,8}$	C7-T8	Tour taille				7.0	0.7	0.7	0.317				-33.552
$D_{0,9}$	Tour taille					7.1	0.6	0.6	0.077				26.484
$D_1$	Tour taille					9.4	0.4	0.4	0.074				25.554
$D_{CT/T1}$	C7-PSIS	C7-T1	Tour taille	Lext		5.9	0.7	0.7	-0.337	0.312	0.044	0.394	-32.236
$D_{L5/S1}$	Poids					6.9	0.4	0.4	0.056				40.116
$t_{C7/T1}$	R	Ch				10.9	0.5	0.5	-0.825	0.103			0.802
$t_{L5/S1}$	$CL_h$					18.8	0.3	0.3	0.485				0.920

Définition des prédicteurs : "C7-IJ" : Distance entre C7 et IJ, "d<sup>ext</sup>" : coordonnées sur l'axe **d** des points de la courbe du dos  $S^c$  pour  $t_i = [0.0, 0.1, \dots, 0.9, 1.0]$  (FIGURE. 6.1), "T8-PX" : Distance entre T8 et PX, "C7-T8" : distance entre C7 et T8, le poids est en kg.

# Chapitre 7

## Relations externes-internes pour l'ensemble du squelette longitudinal et application à partir de scans 3D

Durant ce projet de thèse, deux méthodes statistiques ont été explorées pour proposer des relations externes-internes, principalement pour la prédiction du centre de hanche et des centres intervertébraux :

- Tout d'abord des méthodes utilisant une analyse en composantes principales à partir de la surface du corps ont été étudiées (Chapitres 5 et Complément du chapitre 5 en Annexe B).
- Puis pour améliorer la prédiction, des modèles géométriques proposant des régressions multilinéaires basées sur la palpation de points anatomiques osseux ont été proposés (Chapitre 6).

Pour cette étude, les relations externes-internes établies pour différents segments du corps ont été rassemblées afin de proposer un modèle prédictif pour un ensemble de points internes du squelette longitudinal. Le modèle a été appliqué aux acquisitions de la surface externe obtenues avec un body scanner. Parmi l'ensemble des méthodes explorées, seuls les modèles géométriques basés sur la palpation de points anatomiques externes seront présentés, du fait qu'ils se sont révélés plus précis que les méthodes ACP et sont les plus utilisés à l'heure actuelle pour des applications en clinique et en ergonomie.

### 7.1 Introduction

Il est aujourd'hui possible de personnaliser l'enveloppe externe d'un modèle du corps humain à partir de body scanners ou de moyens moins onéreux comme la prise de photographies multiplanaires (Zhu *et al.*, 2013, Lin et Wang, 2012, Jiang *et al.*, 2012) ou l'utilisation de Kinect (Microsoft) (Tong *et al.*, 2012, Park *et al.*, 2015, Liu *et al.*, 2015). Si les premières technologies de body scanning développées étaient des cabines volumineuses, des dispositifs de plus en plus petits et portatifs apparaissent rapidement (handyscan, dispositifs intégrés aux ordinateurs portables, application iSense de Apple),

illustrant l'essor pris par l'utilisation du scanning 3D.

A partir de l'enveloppe externe personnalisée, l'estimation de la position du squelette en interne est essentielle pour définir la chaîne cinématique d'un individu afin d'analyser sa posture et son mouvement. Pour cela, des relations statistiques entre l'enveloppe externe et la position du squelette interne doivent être définies.

Peu d'études originales ont été menées pour prédire la position de plusieurs points internes à partir de données externes. La plupart ont combiné ensemble des relations déjà existantes (Churchill *et al.*, 1978, Schneider *et al.*, 1983, Reed *et al.*, 1999). Les principales relations externes-internes utilisées sont celles de Dempster (1955) (8 cadavres masculins, âge : 52-83), pour le centre de hanche, du genou, de la cheville, le centre glénohuméral, claviscapulaire, sternoscapulaire, le coude et le poignet. Les régressions de Snyder *et al.* (1972) (28 volontaires masculins) sont quasiment les seules utilisées pour prédire les centres de la colonne vertébrale. L'étude d'Ewing et Thomas (1973) est utilisée pour prédire la position du condyle occipital. Or, du fait de la difficulté à obtenir des données à la fois externes et internes sur des sujets humains, aucune des études établies à partir de spécimens osseux n'a fourni d'évaluation sur une cohorte de sujets vivants. De même, l'étude de Snyder établie sur une population uniquement masculine n'a, à notre connaissance, pas été évaluée sur une population féminine ou sur des hommes de morphologies différentes que les 19 étudiés. Seules les relations externes-internes récentes de Sholukha *et al.* (2009, 2011, 2013) établies à partir de régressions multilinéaires et d'algorithmes d'optimisation sur plus de 150 radiographies, CT-scan et pièces anatomiques ont pu être évaluées *in vivo*. Néanmoins cette étude ne traitait pas de la position de l'ensemble des centres intervertébraux. Or l'étude du chapitre 3 a souligné qu'il était primordial d'inclure des méthodes de prédiction de l'ensemble des centres intervertébraux lors du développement d'un modèle humain externe-interne pour l'analyse de la posture et du mouvement.

L'utilisation des techniques de reconstruction 3D des os et de l'enveloppe externe à partir de radiographies biplanes (Dubousset *et al.*, 2010) a permis de développer des méthodes de prédiction de différents points du squelette interne à partir de données externes dans ce projet de thèse.

L'objectif de cette étude est de rassembler et d'évaluer des méthodes de prédiction 3D de points internes à partir de données externes sur l'ensemble du squelette longitudinal (de C1/C2 aux centres des chevilles) à partir d'acquisitions obtenues avec un body scanner.

## 7.2 Matériel et Méthode

### 7.2.1 Données

La même base de données de 80 reconstructions de l'enveloppe et des os présentée au Chapitre 6 a été utilisée.

Les points du squelette à prédire ont été extraits à partir des reconstructions osseuses, à savoir, 18 centres articulaires de C7/T1 à L5/S1, ainsi que C1/C2, les centres articulaires de C3/C5 à C6/C7, les centres de hanche, le milieu des tubérosités ischiales, le centre des genoux et le centre des chevilles. L'ensemble des points prédits sont représentés dans la FIGURE. A.1 Annexe A).

Les prédicteurs utilisés incluent des points palpables et la ligne médiane du dos. Dans cette étude, nous avons fait l’hypothèse que les points anatomiques internes repérés sur les reconstructions osseuses représentaient les points les plus proches de ceux qui seraient identifiés par palpation par un opérateur qualifié (points anatomiques externes). La ligne médiane le long des épineuses (également appelée profil du dos) était repérée en identifiant les points de l’enveloppe reconstruite les plus proches des épineuses des vertèbres.

Pour évaluer l’applicabilité des relations établies à partir de radiographies biplanes aux acquisitions d’un body scanner, un jeu de validation de 13 sujets additionnels (7 hommes, 6 femmes) a été constitué. Une acquisition de leur enveloppe externe était obtenue à l’aide d’un body scanner à franges de Moiré (Symcad, Telmat Industries). De plus, une paire de radiographies biplanes était acquise avec le système EOS (EOS Imaging). Les volontaires se tenaient dans le body scanner dans une position proche de la Free Standing Position adoptée dans la cabine EOS (FIGURE. 7.1), à la seule différence que dans le body scanner les bras étaient légèrement plus ouverts pour ne pas gêner l’acquisition de la surface du torse (FIGURE. 7.5 b).

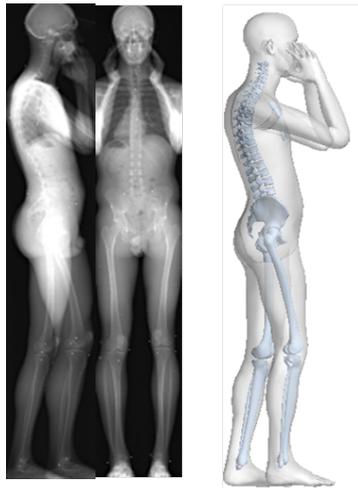


FIGURE 7.1 – Free standing position adoptée par un sujet dans la cabine EOS

Avant toute acquisition, des marques de repérage ont été identifiées sur les sujets. Il s’agissait de points anatomiques internes palpés par un même opérateur et marqués au crayon sur les sujets. Pour l’acquisition des radiographies, des marques de repérage radio-opaques étaient placées sur les marques au crayon. Pour l’acquisition avec le body scanner, les marques de repérage radio-opaques étaient remplacées par des marques de repérage non réfléchissantes et visibles par le body scanner (billes de 1 à 2.5 cm ou gommettes de couleur). Du fait des petites variations de posture entre l’acquisition dans EOS et dans le body scanner, ces marques de repérage permettaient de définir des repères locaux communs pour assurer la comparaison entre les points prédits à partir du body scanner et les vrais points internes du squelette (fournis par les radiographies biplanes).

### 7.2.2 Estimation des points internes à partir de données externes

L'estimation des points internes à partir de données externes est réalisée de manière différente pour les parties bassin, cervicales thoraciques et lombaires, genoux et chevilles. Les différentes méthodes utilisées pour chaque partie sont résumées dans ce chapitre et le détail de leur mise en application est indiqué en annexe C.

#### Rachis thoracique et lombaire

La méthode présentée au chapitre 6 a été retenue pour prédire les centres intervertébraux de C7/T1 à L4/L5. Cette méthode consiste à exprimer les coordonnées de la ligne médiane du dos dans un repère en 2D avec pour origine l'épineuse de C7 ( $C7^e$ ), un axe  $\mathbf{t}$  passant par C7 et le milieu des PSIS ( $PSIS^e$ ), et un axe  $\mathbf{d}$  perpendiculaire à ce dernier dirigé vers l'intérieur du corps (FIGURE. 7.2). Les valeurs  $D_i$  en  $t_i = [0.0, 0.1, \dots, 0.9, 1.0]$  sont estimées pour prédire la courbure du rachis dans un premier temps, puis les positions des centres intervertébraux le long de cette courbe sont estimées à partir de leurs abscisses curvilignes moyennes entre C7/T1 et L5/S1. Dans cette étude L5/S1 est estimé à partir de prédicteurs du bassin. Afin d'obtenir des coordonnées 3D, les coordonnées médio-latérales des centres intervertébraux seront estimées par la coordonnée médio-latérale moyenne entre les épineuses de C7 et le milieu des PSIS.

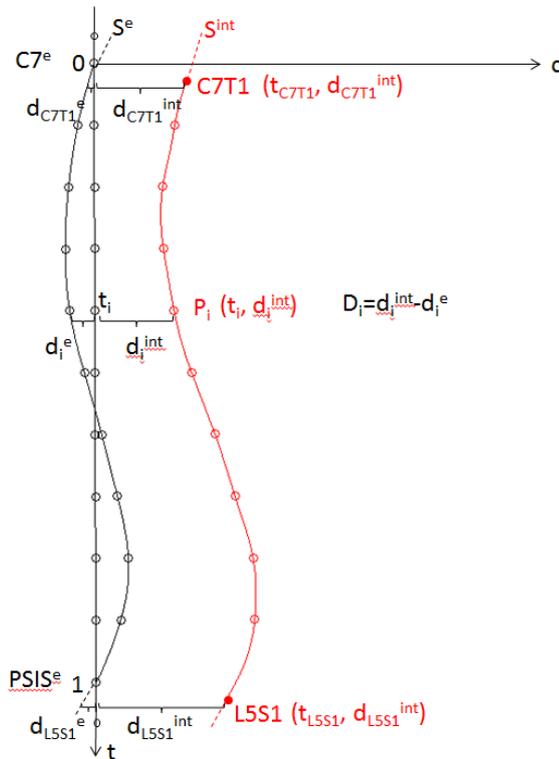


FIGURE 7.2 – Représentation de la ligne médiane du dos  $S^e$  et de la courbe du rachis  $S^{int}$  dans un repère en 2D.

### Rachis cervical

Le segment de la tête a été découpé du reste du corps par un plan de coupe passant par MidC7IJ (milieu entre l'épineuse de C7 (C7) et l'incision jugulaire (IJ)) et dont la normale est dirigée selon l'axe principal du cou (produit vectoriel entre le vecteur reliant IJ et C7 et l'axe latéral du repère). Le barycentre du segment tête a été mesuré (BarTête). De manière similaire avec la prédiction du rachis thoracique et lombaire, les coordonnées moyennes  $d_i^{int}$  en  $t_i = [0.0, 0.1, \dots, 0.9, 1.0]$  sont estimées pour prédire la courbure du rachis cervical dans un premier temps, puis les positions des centres intervertébraux le long de cette courbe sont estimées par leurs abscisses curvilignes moyennes entre C1/C2 et C7/T1 (FIGURE. 7.3).

Les moyennes à utiliser pour appliquer cette méthode sont décrites en Annexe C.

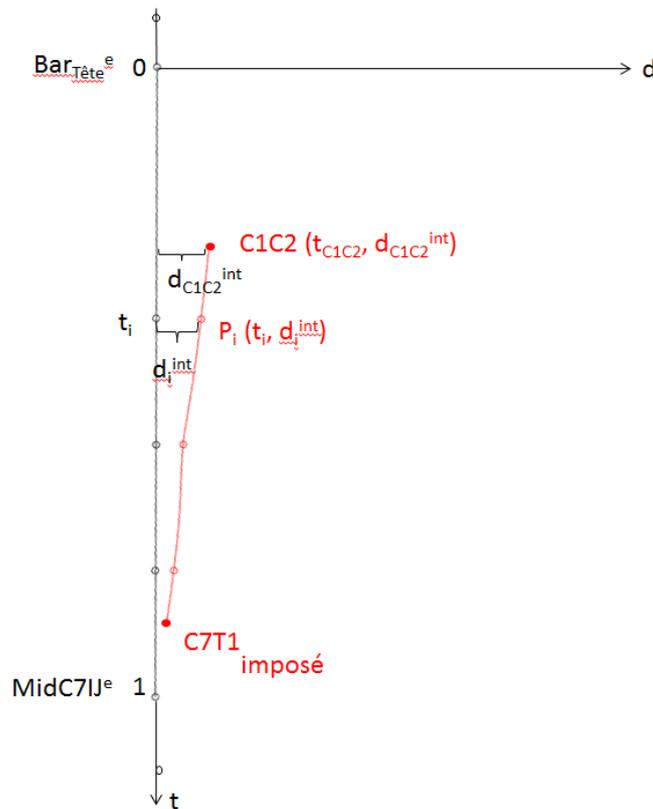


FIGURE 7.3 – Représentation de la courbe passant par les centres intervertébraux du rachis cervical de C1/C2 à C7/T1 exprimés dans un repère en 2D.

### Points du bassin

La méthode de Peng *et al.* (2015) a été utilisée pour prédire L5/S1, les centres de hanche et le milieu des ischions.

La méthode consiste à prédire le point C qui fournit la plus petite distance à chacune des sphères centrées sur les points anatomiques osseux repérés par palpation  $T_{ip}$  (externes) et ayant pour rayon la distance  $r_i$  estimée à partir de mesures externes (FIGURE. 7.4) :

$$\text{minimiser } f(C) = \sum_{i=1}^n (||C - T_{ip}|| - r_i)^2 \quad (7.1)$$

avec  $i \geq 3$ .

Les prédicteurs utilisés pour estimer  $r_i$  sont des distances entre points anatomiques externes appartenant au même segment osseux que le point C à prédire. Dans cette étude seules les distances entre des points anatomiques les plus accessibles à la palpation ont été envisagées pour prédire  $r_i$ , à savoir :

- PW (largeur du bassin) : distance entre les deux ASIS.
- PD (profondeur du bassin) : distance entre le milieu entre les deux PSIS et le milieu entre les deux ASIS.
- FL (longueur du fémur) : distance entre l'ASIS et l'épicondyle fémoral ipsilatéral.

Les distances  $r_i$  peuvent être estimées en utilisant les équations fournies par Peng *et al.* (2015). Dans cette étude de nouveaux coefficients pour estimer  $r_i$  à l'aide de ces trois prédicteurs ont été calculés à partir des 80 reconstructions osseuses.

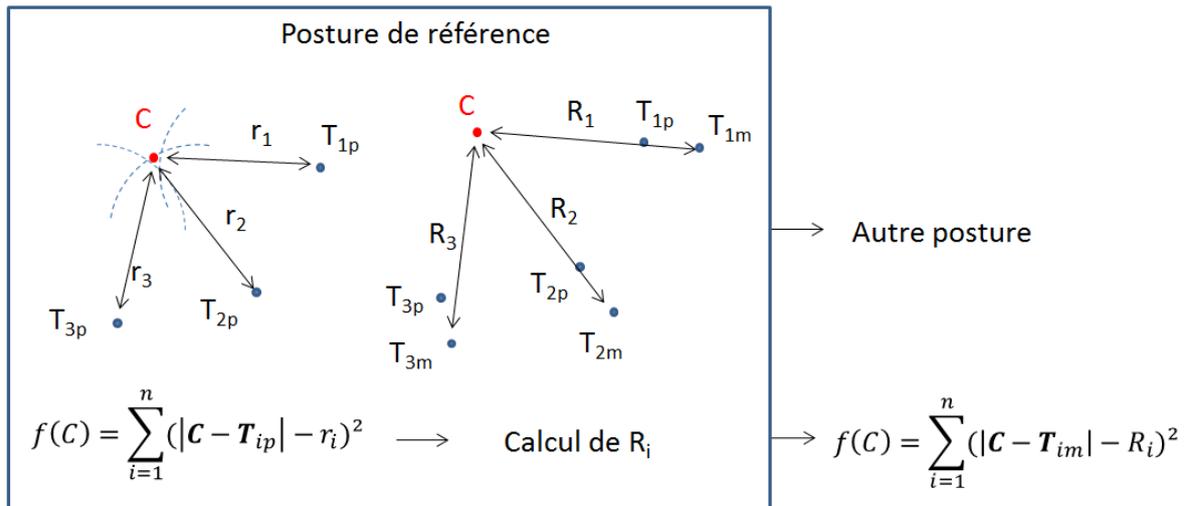


FIGURE 7.4 – Etapes successives d'estimation d'un point interne avec la méthode de Peng et al. 2015. Etape 1 (à gauche) : Estimation du point interne C à l'aide des points osseux palpés  $T_{ip}$ . Les distances  $r_i$  ont préalablement été estimées à l'aide du calcul de PW, PD et FL à partir des points osseux palpés. Etape 2 (à droite) : Une fois le point C estimé, les distances  $R_i$  entre C et des marqueurs placés sur la peau  $T_{im}$  sont calculées.

Les points  $T_{ip}$  correspondent aux points osseux palpés sur l'os au travers de la peau dans une posture standard debout (points anatomiques externes), par exemple à l'aide de la méthode A-Palp qui permet de se rapprocher au plus près du point osseux. En pratique lors de l'analyse de la posture ou du mouvement d'un individu, les points osseux ne sont pas palpés à chaque instant du mouvement et les points internes du squelette doivent être estimés à partir des marqueurs de surface. Une fois la palpation réalisée, des marqueurs  $T_{im}$  ont donc été collés sur la surface de la peau à l'endroit où les points

osseux avaient été palpés. Les marqueurs sont donc séparés des points osseux et des points palpés par un intervalle de tissu mou alors que les points palpés se rapprochent le plus des véritables points osseux.

La méthode pour prédire des points internes à partir des marqueurs de surface se déroule donc en deux étapes décrites dans la FIGURE. 7.4.

La première étape consiste à prédire la position des points internes C à partir des points palpés  $T_{ip}$ . Le sujet se tient alors dans une posture de référence. Une fois le point C estimé, les distances  $R_i$  qui séparent C des marqueurs de surface  $T_{im}$  sont calculées. Ces distances sont supposées fixes au cours du mouvement malgré le mouvement de la peau. Les distances  $R_i$  sont utilisées pour prédire les centres articulaires internes à l'aide de la fonction à minimiser  $f$  en remplaçant  $T_{ip}$  par  $T_{im}$ .

Il est néanmoins recommandé d'appliquer la méthode à une posture d'intérêt relativement proche de la posture de référence pour éviter les artefacts dus aux mouvements des tissus mous : par exemple si la posture d'étude est une posture assise, il faudrait palper les points  $T_{ip}$  en position assise.

Dans le cas de cette étude, il n'a pas été réalisé de palpation avec la méthode A-palp. Les points  $T - ip$  seront donc considérés comme les points anatomiques des reconstructions osseuses des sujets.

Les régressions utilisées pour prédire  $r_i$  à partir de points palpés sont décrites en annexe C.

**Membres inférieurs** Le centre articulaire nominal du genou est considéré comme le milieu du segment joignant les deux épicondyles fémoraux repérés par palpation (Frigo et Rabuffetti, 1998). Le centre articulaire nominal de la cheville est considéré comme le milieu du segment joignant les deux malléoles du tibia et du péroné repérées par palpation.

### 7.2.3 Evaluation des relations externes-internes à partir d'acquisitions avec un body scanner

Les relations externes-internes proposées ont été appliquées à des acquisitions obtenues avec un body scanner. Un post-traitement initial des scans 3D était réalisé afin de combler les trous sur les côtés (FIGURE. 7.5). Le principe du post-traitement consiste à déformer un modèle générique d'enveloppe pour qu'il vienne épouser au mieux les surfaces du scan 3D.

Pour cela les reconstructions des os et de l'enveloppe de deux sujets ont été utilisées pour créer des modèles génériques, l'un pour l'homme et l'autre pour la femme. Un squelette d'animation (rig) a été attribué à chacun basé sur les centres articulaires des sujets de référence (FIGURE. 7.5 a). Chaque nœud de l'enveloppe était ensuite associé aux articulations du corps avec un coefficient de pondération : 0 si l'articulation n'agit pas sur le nœud en question, 1 si l'articulation agit très fortement sur le nœud (Cuno *et al.*, 2008). Ainsi lors d'une rotation autour d'une articulation, les nœuds de l'enveloppe se déplacent de manière pondérée afin de pouvoir représenter les déformations de l'enveloppe (par exemple les effets de pliures) le plus naturellement possible. Cette technique appelée skinning a été réalisée sous le logiciel Blender v.2.72b (<https://www.blender.org>).

Les points anatomiques internes ont ensuite été estimés à partir des relations externes-internes appliquées aux scans 3D traités. Les points internes estimés ont été comparés segment par segment aux points internes réels du sujet, identifiés sur les reconstructions 3D à partir des radiographies biplanes. Les coordonnées des points estimés et réels étaient exprimées dans des repères locaux définis de façon identique à partir des marques de repérage de surface identifiées à la fois sur l'enveloppe du scan 3D et sur les enveloppes reconstruites à partir des radiographies biplanes (voir Données). Dans la suite de ce chapitre nous mentionnerons les points et repères calculés sur les scans 3D par "Scan" et les points et repères calculés à partir des reconstructions 3D à partir des radiographies biplanes par "BX-ray".

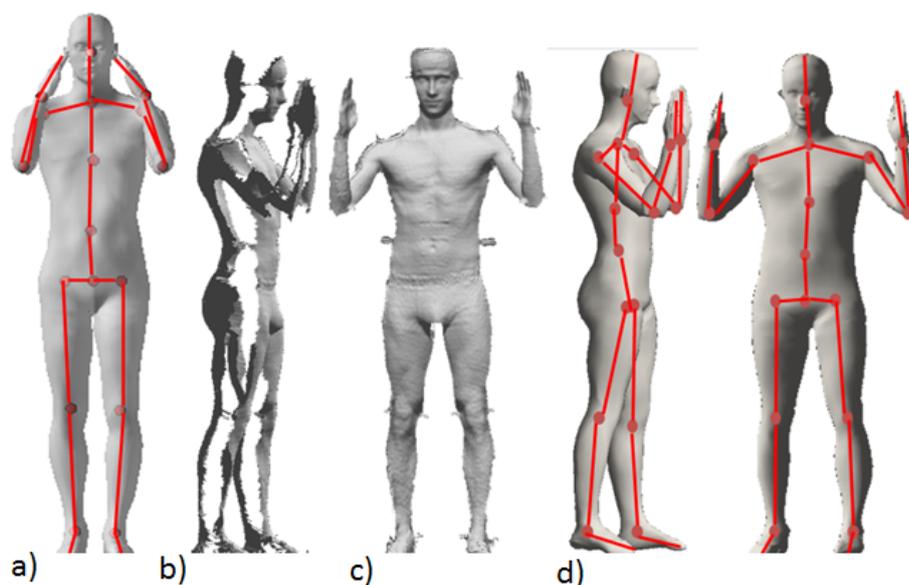


FIGURE 7.5 – Etapes de post-traitement d'un scan 3D acquis par body scanning. a) Modèle générique correspondant à la reconstruction de l'enveloppe d'un homme moyen pour lequel un squelette de déformation (rig) est défini. b) Acquisition brute issue du body scanner présentant de grandes parties trouées sur les côtés. c) Ajustement de la pose et déformation élastique du modèle générique pour épouser la surface du scan 3D et combler les parties manquantes

Les repères locaux thorax et jambe suivent les définitions de l'ISB (Wu *et al.*, 2005). Etant donné que la convention ne fournit pas de définitions pour les repères cou et abdomen, ceux-ci ont été créés de la manière suivante :

**Repère cou :**

Origine : Milieu du segment entre C7 et IJ (MidC7IJ)

Axe z : Vecteur allant de MidC7IJ au barycentre du segment tête

Axe y : Vecteur normal au plan passant par C7, IJ et le barycentre de la tête, dirigé vers la droite

Axe x : Produit vectoriel entre y et z

**Repère abdomen :**

Origine : Barycentres des ASIS et PSIS

Axe z : Vecteur allant du barycentres entre les ASIS et les PSIS au milieu entre T8 et PX

Axe y : Vecteur normal au plan passant par T8, PX et le barycentre des ASIS et PSIS, dirigé vers la droite

Axe x : Produit vectoriel entre y et z

### 7.3 Résultats

La TABLE. 7.1 présente les résidus mesurés lors de la prédiction d'un échantillon de points internes. L'erreur moyenne pour l'ensemble des 30 points internes estimée est de  $14.5 \pm 7.3$  mm. Les relations externes-internes pour la prédiction des centres intervertébraux du rachis cervical, thoracique et lombaire ont uniquement été proposées en 2D dans le Chapitre 6. Les centres intervertébraux sont donc alignés sur l'axe vertical du repère local correspondant (repère cou, thorax ou abdomen).

A titre d'illustration, la FIGURE. 7.6 fournit un exemple des points internes estimés pour un sujet pour lequel l'erreur d'estimé moyenne est de 12.5 mm sur l'ensemble des points internes.

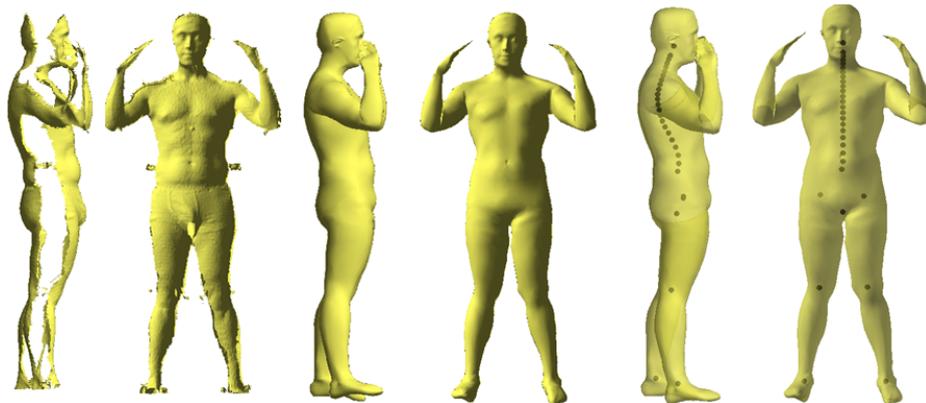


FIGURE 7.6 – Estimation des points internes du squelette longitudinal à partir du scan 3D post-traité d'un sujet.

Les différentes sources d'erreurs affectant la prédiction des points internes ont été quantifiées :

- Les erreurs intrinsèques aux méthodes de prédiction utilisées, mesurées à partir des reconstructions osseuses des sujets étaient de :  $8.2 \pm 4.3$  mm pour la prédiction des centres thoraciques et lombaires (en 2D),  $8.8 \pm 5.3$  mm pour la prédiction des centres cervicaux,  $9.9 \pm 4.5$  mm pour la prédiction du milieu entre les deux ischions,  $11.1 \pm 6.8$  mm pour la prédiction de L5/S1 et  $10.8 \pm 5.6$  mm pour la prédiction des centres de hanche.
- La distance moyenne entre les nœuds de la zone médiane du dos (Scan) et ceux de la zone médiane du dos (BX-rays) était de 6.6 mm.

TABLE 7.1 – Moyennes et écarts-types des écarts en x, y et z et distances (3D) entre les points internes estimés à partir des scans 3D et les vrais points (EOS).

Point	C1/C2	C4/C5	C7/T1	T4/T5	T8/T9	T12/L1	L2/L3	L5/S1	Hanche	Ischions	Genoux	Chevilles	Total
x	1.0 ± 8.1	-0.6 ± 6.4	5.6 ± 7.1	7.4 ± 9.3	7.0 ± 7.8	0.4 ± 9.1	2.0 ± 9.4	7.4 ± 7.5	-7.8 ± 9.7	-0.1 ± 11.8	11.3 ± 5.3	-5.6 ± 3.0	2.9 ± 7.8
y	-0.3 ± 3.8	0.8 ± 3.3	-1.2 ± 9.7	-3.5 ± 9.9	-3.8 ± 8.0	-4.2 ± 6.5	-5.4 ± 7.2	-0.1 ± 3.1	0.1 ± 6.6	-1.9 ± 4.2	-0.6 ± 4.9	-0.2 ± 1.4	-2.1 ± 6.3
z	3.7 ± 10.1	3.1 ± 6.7	-1.0 ± 11.4	-0.1 ± 10.1	2.0 ± 11.0	7.8 ± 12.7	8.6 ± 14.5	11.5 ± 14.2	-0.1 ± 7.7	2.1 ± 5.8	4.1 ± 9.0	4.7 ± 3.9	3.4 ± 10.1
3D	12.9 ± 4.3	9.3 ± 3.7	14.9 ± 8.5	16.4 ± 8.5	15.6 ± 7.6	16.9 ± 8.0	18.5 ± 9.8	17.6 ± 11.6	14.4 ± 7.9	11.7 ± 7.2	15.8 ± 5.4	8.2 ± 3.6	14.5 ± 7.3

- Les erreurs de position des marqueurs par rapport aux véritables points osseux sous-jacents ont été évaluées. Pour cela, la position des marqueurs était comparée à celle des points anatomiques internes des reconstructions osseuses projetés sur l’enveloppe. Celle-ci allait de  $7.7 \pm 4.8$  mm pour la malléole du tibia gauche à  $25.3 \pm 6.1$  mm pour l’épicondyle fémoral médial gauche (TABLE. 7.2).
- Les écarts entre les axes des repères locaux (BX-ray vs. Scan) sont présentés dans la TABLE. 7.3. Une variation moyenne  $6.0 \pm 3.2^\circ$  a été observée entre les axes postéro-antérieurs du repère cou défini à partir des marqueurs BX-ray et des marqueurs Scan. De même un écart de  $6.6 \pm 4.3^\circ$  a été observé entre les axes médio-latéraux des repères jambe BX-ray vs. Scan. Les écarts entre les axes des autres repères locaux restent inférieurs à  $5^\circ$ .

TABLE 7.2 – Distances moyennes et écarts-types entre les positions des marqueurs et les points anatomiques internes des reconstructions osseuses projetés sur l’enveloppe reconstruite à partir des radiographies biplanes.

	Moyenne	SD
ASISd	16.7	8.1
ASISg	19.1	6.5
PSISd	22.5	9.3
PSISg	18.3	8.9
T8	19.7	8.9
C7	8.7	3.9
PX	11.0	7.4
IJ	18.5	10.1
FLEd	15.1	7.6
FMEd	24.6	7.4
FLEg	18.5	9.5
FMEg	25.3	6.1
MallTibd	11.6	4.8
MallPerd	10.1	5.7
MallTibg	12.2	2.7
MallPerg	7.7	4.8

Note : d/g : droit/gauche, FLE/FME : Epicondyle fémoral latéral/médial, MallTib/MallPer : malléole du tibia/malléole du péroné

TABLE 7.3 – Différences dans l’orientation des axes x, y et z des repères locaux définis à partir des reconstructions EOS et de l’acquisition issue du body scanner.

	Cou			Thorax			Abdomen			Bassin			Jambe		
	x	y	z	x	y	z	x	y	z	x	y	z	x	y	z
Moyenne	6.0	3.2	5.6	4.8	3.3	3.5	4.1	3.0	3.5	3.0	2.2	2.2	8.0	6.6	5.0
SD	3.2	2.2	3.0	2.9	3.0	2.1	3.1	2.2	3.3	0.8	0.9	0.9	3.9	4.3	3.5

## 7.4 Discussion

L'objectif de cette étude était d'évaluer des méthodes de prédiction de 30 points internes à partir de données externes issues de scans 3D. L'erreur de justesse moyenne était de  $14.5 \pm 7.3$  mm sur l'ensemble des points.

L'erreur d'estimation des centres de hanche de  $14.4 \pm 7.9$  mm en moyenne était inférieure à l'ensemble des méthodes existantes avec validation *in vivo* (TABLE. 2.1) (Andriacchi *et al.* (1980) :  $36.1 \pm 12$  mm, Bell *et al.* (1990) :  $19 \pm 12$  mm, Davis *et al.* (1991) :  $27 \pm 9$  mm, Harrington *et al.* (2007) :  $17 \pm 9$  mm, Sholukha *et al.* (2011) :  $23.5 \pm 12.6$  mm). Avec une erreur moyenne de  $17.7 \pm 1.8$  mm pour la prédiction des centres intervertébraux lombaires, la méthode fournit des résultats comparables par rapport à l'étude de Sicard et Gagnon (1993) ( $17.4 \pm 10.8$  mm). Cette étude est la seule proposée à notre connaissance permettant de prédire l'ensemble des centres articulaires cervicaux, thoraciques et lombaires à partir du profil du dos et de seulement 8 points palpés. Quant aux erreurs reportées sur l'estimation des centres articulaires des mannequins actuellement les plus utilisés en ergonomie (Nérot *et al.*, 2015b), la méthode a montré des erreurs plus faibles pour l'ensemble des centres articulaires et pour les deux mannequins (TABLE. 3.6). On peut reprocher à la méthode de prédiction des centres de hanche, de L5/S1 et du milieu des ischions, de se positionner dans un cas idéal en utilisant des points  $T_{ip}$  repérés sur les reconstructions osseuses. La méthode a donc été également appliquée directement à partir des marqueurs de surface  $T_{im}$ . Les erreurs étaient alors de  $18.7 \pm 1.4$  mm en moyenne pour les centres de hanche,  $22.7 \pm 7.4$  mm pour L5/S1 et  $18.8 \pm 8.7$  mm pour le milieu des ischions. Du fait que les marqueurs de surface considérés comme prédicteurs sont très éloignés des points palpés, ces erreurs surestiment certainement la véritable erreur de prédiction de ces points qui doit se trouver à un seuil intermédiaire entre les erreurs reportées à partir des points idéalement palpés ( $14.4 \pm 7.9$  mm) et des erreurs reportées à partir des marqueurs de surface ( $18.7 \pm 1.4$  mm). Une telle valeur intermédiaire resterait inférieure aux erreurs reportées dans la littérature (Andriacchi *et al.*, 1980, Bell *et al.*, 1990, Davis *et al.*, 1991, Harrington *et al.*, 2007, Sholukha *et al.*, 2011). Aucune distinction entre hommes et femmes n'a été faite pour la prédiction des points anatomiques internes du bassin car les différences entre les deux groupes étaient très faibles.

Néanmoins les erreurs issues de l'application à partir des scans 3D sont deux fois supérieures aux incertitudes intrinsèques de chaque méthode, appliquées sur des points osseux ( $8.2 \pm 4.3$  mm pour la prédiction des centres thoraciques et lombaires (2D),  $8.8 \pm 5.3$  mm pour la prédiction des centres cervicaux,  $9.9 \pm 4.5$  mm pour la prédiction du centre entre les deux ischions,  $11.1 \pm 6.8$  mm pour la prédiction de L5/S1 et  $10.8 \pm 5.6$  mm pour la prédiction des centres de hanche). Les possibles sources d'erreurs liées à cette application sur scans 3D ont donc été mesurées. Tout d'abord, les écarts entre la surface médiane du dos de l'enveloppe reconstruite (BX-ray) à partir desquelles les relations externes-internes ont été établies, et la surface médiane du dos (Scan) ont été mesurés. Ces erreurs de 6.6 mm en moyenne sont négligeables et peuvent provenir des différences locales de courbure du dos qui varient au moindre mouvement lié à un changement de posture entre la cabine EOS et le body scanner ou à la respiration du volontaire.

Les principales sources d'erreurs provenaient davantage des différences d'orientation

entre les repères locaux qui sont utilisés pour permettre de comparer les points internes estimés (Scan) des vrais points internes (BX-ray). Des écarts importants ont notamment été identifiés entre les repères cou et les repères jambe (BX-ray vs. Scan)(TABLE. 7.3). Cela signifie qu'au moment de remplacer les marques de repérage radio-opaques utilisées pour les radiographies par des marques de repérage visibles au body scanner, une erreur de placement a pu être commise, en particulier sur C7 et les épicondyles fémoraux. D'autres sources de déplacement des marques de repérage peuvent provenir des mouvements de tissus mous, notamment au niveau de C7 où des mouvements de peau sont induits en fonction de la position de la tête. Au vu de cette erreur, il aurait fallu contrôler davantage la position des sujets en leur demandant par exemple de regarder un point fixe placé à la même hauteur dans la cabine EOS et dans le body scanner afin de garantir que la tête reste fixe au cours des deux acquisitions. Au niveau des genoux, l'erreur s'explique par le fait que les scans 3D présentent de grandes zones coupées sur les bords latéraux, il est donc plus difficile d'identifier les marques placées sur les épicondyles et des erreurs ont pu être commises lors de cette étape de l'évaluation. Pour les autres repères bassin, thorax et abdomen, l'écart d'orientation entre deux axes était inférieur à  $5^\circ$ . Il faut noter que le moindre écart d'orientation se répercuterait davantage sur l'estimation des points éloignés des origines des repères que sur les points les plus proches. Pour limiter la propagation des erreurs liées aux différences entre repères locaux, une segmentation fine du corps a été proposée distinguant le cou, du thorax, de l'abdomen, du bassin et des jambes.

La deuxième source d'erreur provient des erreurs de placement des marqueurs sur la peau par rapport aux points anatomiques osseux sous-jacents. La position des marqueurs étant utilisée pour calculer les prédicteurs pour l'ensemble des méthodes proposées, des erreurs de placement ont donc affecté directement la prédiction des points internes (TABLE. 7.2).

La limite de ces méthodes basées sur la palpation de points anatomiques au travers de la peau est que leur précision est fortement conditionnée par la précision de palpation. Un entraînement sérieux est donc requis avant d'utiliser ces méthodes. Une fois les techniques de palpation maîtrisées, les méthodes proposées présentent l'avantage d'être facilement compréhensibles et utilisables. Par ailleurs, seuls des points anatomiques osseux facilement palpables pour des applications courantes de recherche ont été considérés. Par exemple la symphyse pubienne prise comme prédicteur par de nombreux auteurs (Seidel *et al.*, 1995, Frigo et Rabuffetti, 1998, Kirkwood *et al.*, 1999, Peng *et al.*, 2015) n'a pas du tout été considérée dans cette étude du fait de la difficulté à identifier ce point en dehors d'un cadre clinique. Enfin bien que les relations aient été établies en posture debout, les relations proposées pour les centres du rachis cervical et les points internes du bassin et des jambes sont les plus indépendantes de la posture que possible. Les principaux estimés affectés par une posture d'intérêt différente seraient les centres intervertébraux. Une étude est en cours pour étudier les relations externes-internes en posture assise en tenant compte de différentes inclinaisons du dos.

Les erreurs d'estimation de  $14.5 \pm 7.3$  mm en moyenne pour les centres intervertébraux thoraciques et lombaires restent importantes, pour certaines applications cliniques par exemple, pour lesquelles le besoin de précision est primordial. Travert *et al.* (2011)

ont par exemple montré qu'un écart de 1 cm sur l'estimation d'un centre intervertébral entraînait une sous-estimation de 48 à 60% du chargement subi par la vertèbre sous-jacente. Il est donc essentiel que le travail se poursuive pour améliorer la méthode afin de pouvoir être appliquée à un large panel d'applications nécessitant de prédire l'interne à partir de l'externe.

## 7.5 Conclusion

Une méthode de prédiction de 30 points internes à partir de données externes a été proposée et appliquée à des scans 3D. Pour la première fois, l'ensemble des centres intervertébraux du rachis cervical au rachis lombaire étaient prédits à l'aide du profil du dos et de seulement 8 points palpés. Les erreurs d'estimés de  $14.5 \pm 7.3$  mm en moyenne restent néanmoins importantes et peuvent en partie être expliquées par des incertitudes liées au protocole d'évaluation de ces méthodes. Bien que la précision ne soit pas suffisante pour certaines applications cliniques, d'autres domaines d'étude, comme le dimensionnement de produits et d'espaces de travail en ergonomie, pourront bénéficier de ces méthodes pour générer des mannequins personnalisés externes et internes plus réalistes.

Toutes les méthodes proposées reposent sur la technique de palpation de points anatomiques osseux qui nécessite de l'entraînement et est encline à une grande variabilité inter-opérateur. Dans une étude complémentaire présentée en Annexe D l'estimation des centres intervertébraux a été abordée sous un autre angle. Plutôt que d'utiliser la palpation de points anatomiques, les prédicteurs sont calculés à partir de mesures issues de la segmentation automatique de l'enveloppe externe. Les limites des différents segments corporels sont donc définies de façon mathématique pour assurer une plus grande robustesse dans leur définition et celle des prédicteurs utilisés.

# Chapitre 8

## Etude exploratoire sur la prédiction de points internes à partir de données externes par une méthode de segmentation sans palpation.

Les études proposées dans la thèse ont pour la plupart été menées en utilisant les informations externes issues de la palpation de points anatomiques osseux au travers de la peau. Ces derniers sont empreints d'une variabilité intra et inter-opérateur qui rendent l'utilisation des méthodes proposées fortement dépendantes de l'opérateur qui les utilise. Cette nouvelle étude vise à proposer une méthode dans laquelle les prédicteurs sont issus de la segmentation automatique de l'enveloppe externe et non de la palpation de points anatomiques osseux.

### 8.1 Introduction

Les modèles personnalisés externes et internes du corps humain sont utilisés dans de nombreuses analyses biomécaniques, aussi bien pour l'industrie que pour la recherche. La personnalisation des modèles commence par le dimensionnement de son enveloppe externe, puis à partir de cette information externe les dimensions du squelette interne sont adaptées. C'est pourquoi il est essentiel de connaître les relations qui existent entre la géométrie de l'enveloppe externe et celles du squelette en interne. Dans la majorité des études précédentes, les informations issues de l'enveloppe externe sont principalement des points osseux palpés au travers de la peau, à partir desquels des prédicteurs sont calculés (Bell *et al.*, 1990, Harrington *et al.*, 2007, Sicard et Gagnon, 1993, Kirkwood *et al.*, 1999, Sholukha *et al.*, 2009, 2011). En effet de nombreux laboratoires sont équipés de systèmes optoélectroniques de capture de mouvement très précis permettant d'appliquer ces méthodes.

Néanmoins, ces dispositifs sont non seulement onéreux mais ils nécessitent également un espace dédié et une expertise technique qui rendent difficile leur utilisation dans des environnements naturels, c'est-à-dire en dehors du cadre d'un laboratoire de recherche. Or l'analyse du mouvement devient un outil de suivi pour la rééducation (Marzani *et al.*, 2001, Chang *et al.*, 2011) et l'aide au diagnostic, qui n'est plus réservé à la recherche

(Mündermann *et al.*, 2006). On l'utilise aussi pour l'évaluation du geste sportif sur un terrain (Elliott *et al.*, 2014, Schmitz *et al.*, 2015). De même, l'analyse de mouvement est utilisée pour des évaluations en ergonomie visant à prévenir les troubles musculo-squelettiques au travail (Pinzke et Kopp, 2001, Dutta, 2012), ou pourrait permettre de quantifier des seuils de facteurs de risque professionnels (article D 4161-2 du Code du travail). Pour ce type d'études qui sortent du cadre du laboratoire, la pose de marqueurs sur des individus est difficilement envisageable du fait du temps de préparation nécessaire et de l'inconfort occasionné pour le sujet. L'idéal serait de placer le sujet dans une situation la plus naturelle possible, afin qu'il reproduise ses mouvements comme à ses habitudes. Par ailleurs pour la plupart de ces études, les mesures d'intérêt peuvent se limiter à certaines parties du corps et certains degrés de liberté (flexion du tronc lors du port de charge, amplitude de mouvement d'une articulation endommagée) et ne nécessitent pas une analyse du corps complet. Pour ces raisons, le développement de petits dispositifs à moindre coût et portatifs (Kinect, caméras) qui réduisent le temps de préparation en ne nécessitant pas l'ajout de marqueurs est en plein essor (Clark *et al.*, 2013, Sandau *et al.*, 2014, Schmitz *et al.*, 2015, Castelli *et al.*, 2015, Barone *et al.*, 2016, Bonnechère *et al.*, 2014, 2016).

Pour profiter pleinement de ces systèmes de capture de mouvement, l'enjeu est de pouvoir estimer la chaîne cinématique d'un individu sans recours à la palpation de points anatomiques osseux. Par abus de langage il est courant de parler de modèle prédictif « markerless ». Bien que des marqueurs ne soient pas repérés par palpation, il est néanmoins essentiel de conserver des points de repère à la surface du corps. Le terme « sans palpation » désignera ici le fait de ne pas utiliser de points palpés. Une revue des méthodes de positionnement d'un squelette filaire à partir de vidéos/photos issues de l'infographie et de la surveillance est proposée dans Mündermann *et al.* (2006). Deux principales méthodes existent : les méthodes dites « model-free », dont le principe est d'utiliser directement les caractéristiques de la surface acquise pour estimer les centres articulaires, et les méthodes « model-based », qui reposent sur une représentation de l'anatomie humaine sous forme de primitives géométriques (Sigal, 2011).

Par ailleurs, les modèles sans palpation ont principalement été comparés à des modèles utilisant la palpation de points anatomiques osseux, en termes d'amplitude de mouvement (Sholukha *et al.*, 2013, Sandau *et al.*, 2014, Ceseracciu *et al.*, 2014), avec des erreurs quadratiques moyennes allant jusqu'à 12° (Ceseracciu *et al.*, 2014). A notre connaissance très peu d'études ont comparé la position de centres articulaires prédits avec une méthode sans palpation par rapport à l'imagerie médicale (Kurillo *et al.* (2013) ont reporté une erreur de 66 mm pour le centre de l'épaule). Or la précision de la position des centres articulaires est essentielle pour remonter au calcul des forces et moments qui s'exercent au niveau des articulations.

L'objectif de cette étude est de proposer des relations externes-internes pour prédire des points caractéristiques du squelette longitudinal, incluant des centres articulaires, sans recours à la palpation de points anatomiques osseux. Le principe sera de définir les prédicteurs à partir de la segmentation de l'enveloppe externe. Dans cette étude exploratoire, où un body scanner a été utilisé pour acquérir la surface du corps, la méthode « model-free » a été utilisée. Les régressions proposées sans palpation seront évaluées à partir des acquisitions Body Scanner et comparées aux résultats du chapitre 7.

## 8.2 Matériel et Méthode

### 8.2.1 Données

La même base de données que celle du Chapitre 7 a été utilisée.

### 8.2.2 Création du modèle sans palpation

Le principe était de respecter un découpage des différents segments proche du découpage qui serait obtenu par des plans de coupe définis à partir de points palpés (FIGURE. 8.1). Le découpage de référence est basé sur le jeu de marqueurs qui a été utilisé pour appliquer les équations présentées au Chapitre 7 (modèle P pour « palpation »). Le modèle basé sur la segmentation de l'enveloppe sans recours à la palpation sera appelé « modèle SP » (sans Palpation).

**Modèle SP** Par analogie avec le découpage du modèle P, une segmentation a été proposée pour le modèle SP. La TABLE. D.1 de l'Annexe D indique la définition des points automatiquement repérés sur l'enveloppe afin de permettre la construction de différents plans de coupe pour la segmentation (TABLE. D.2 de l'Annexe D).

Un repère global le plus proche possible de celui défini avec des marqueurs a été utilisé. Du fait qu'aucun point anatomique n'a été palpé pour ce second modèle, les ASIS et PSIS ont été estimés par ACP en utilisant la méthode sans palpation présentée dans le chapitre 5. Le barycentre des quatre ASIS et PSIS estimés définissait l'origine du repère. L'axe z (vertical) était l'axe d'inertie principal du corps sans les bras. Un axe X temporaire a été défini entre le milieu du segment entre les deux ASIS et le milieu du segment entre les PSIS, dirigé vers l'avant. L'axe Y était obtenu par le produit vectoriel de Z et de X. L'axe X final était obtenu par le produit vectoriel des axes Y et Z.

Les repères locaux sont également construits sans recours à aucun point palpé et sont décrits dans la TABLE. D.3 de l'Annexe D. Dans l'idée de définir des repères les plus robustes possibles, leur origine a été fixée au niveau des barycentres des segments pour les repères crâne, cou, thorax, abdomen et genoux. Pour les repères bassin et jambes, les origines étaient respectivement les centres des sections Abdomen/Bassin et Jambe/Pied. Un repère local défini au niveau du segment abdomen arrière a été considéré afin de proposer un repère plus robuste que celui du segment abdomen entier du fait de la forte variabilité de forme à l'avant du ventre. Pour évaluer la capacité des repères locaux à décrire l'orientation de chaque segment, une analyse en composantes principales (ACP) a été effectuée. Chaque segment a d'abord été aligné dans son repère local. Puis une ACP a été menée pour observer les principaux modes de variation de chaque segment. Il s'agissait de vérifier que les modes reflétaient bien les variations de forme du segment et qu'un aucun n'était lié à une variation due à l'orientation du segment dans l'espace.

### 8.2.3 Paramètres internes

Le jeu de paramètres internes à prédire était identique à celui du Chapitre 7 (Annexe A).

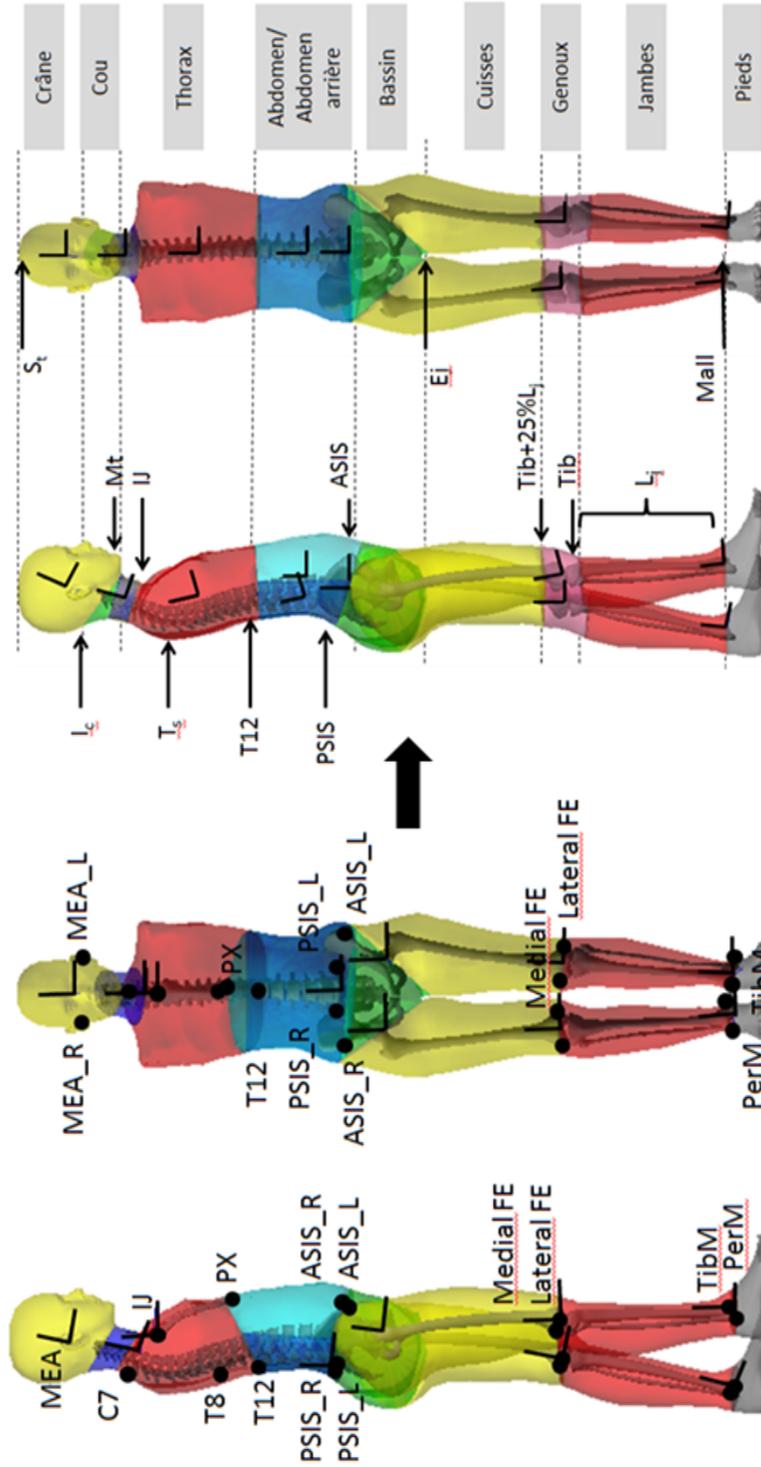


FIGURE 8.1 – A gauche : modèle P avec identification de 19 points osseux permettant la construction de 11 repères locaux et d’appliquer les régressions proposées au Chapitre 7 pour estimer les points internes à l’échelle du squelette longitudinal. A droite : modèle SP dont la segmentation correspond par analogie au découpage sémantique du modèle MB : tête, cou, thorax, abdomen, bassin, cuisses, jambes, genoux et pieds. Les repères locaux sont représentés et définis dans la TABLE. D.1.

## 8.2.4 Paramètres externes

Toujours en analogie avec le modèle P, des prédicteurs issus de l'enveloppe externe, propres à chaque segment, ont été mesurés et sont décrits ci-après.

**Cervicales** La même méthode que celle utilisée au chapitre 7 pour prédire la position des centres intervertébraux au niveau cervical a été utilisée. Le repère  $(\mathbf{o}, \mathbf{d}, \mathbf{t})$  utilisé était cette fois centré sur le barycentre de la tête et l'axe  $\mathbf{t}$  passait par le barycentre du cylindre ajusté au niveau du cou (au lieu du milieu entre C7 et IJ avec le modèle P). Les coordonnées  $y$  (médiolatérales) des centres intervertébraux étaient estimées par la moyenne entre les coordonnées  $y$  du barycentre de la tête et du barycentre du cylindre ajusté au niveau du cou.

**Thoraciques/Lombaires** La même méthode que celle présentée dans les chapitres 6 et 7 a été utilisée pour prédire les centres intervertébraux au niveau thoracique et lombaire. Le repère  $(\mathbf{o}, \mathbf{d}, \mathbf{t})$  était centré au niveau du barycentre du cylindre du cou et dirigé vers le centre de la section du bassin passant par les ASIS et PSIS. En plus des coordonnées du profil du dos  $d_i^e$  dans ce repère 2D, les coordonnées  $d_i^{COM}$  de la courbe passant par les barycentres des segments tête, thorax, abdomen et bassin ont également été mesurées. Ainsi  $d_i^e$  et  $d_i^{COM}$  étaient utilisées pour prédire  $D_i$  en plus d'autres paramètres externes décrits ci-après.

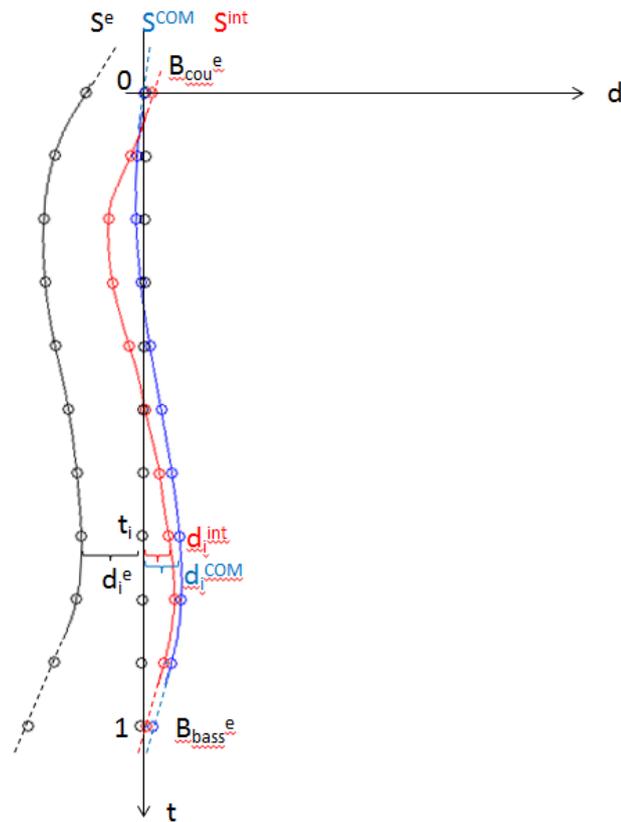


FIGURE 8.2 – Représentation de la courbe médiane du dos ( $S^e$ ) (noire), de la courbe du rachis ( $S^{int}$ ) (rouge) et de la courbe passant par les barycentres des segments tête, thorax, abdomen et bassin ( $S^{COM}$ ) (bleue) dans un repère en 2D.

**Définition des variables explicatives candidates** Comme au Chapitre 7, plusieurs hypothèses ont été faites afin d'établir une liste de mesures externes qui pourraient expliquer les variations des variables à prédire. L'ensemble de ces hypothèses est présentée dans l'Annexe D.

### 8.2.5 Analyse statistique

Les mêmes étapes de sélection des prédicteurs que dans le chapitre 6 ont été suivies.

### 8.2.6 Evaluation à partir de scans 3D

La même évaluation que celle décrite dans le chapitre 7 à partir des 13 scans 3D de volontaires a été menée. Des repères locaux de comparaison étaient définis à partir de marques de repérage placées sur les sujets avant les acquisitions du body scanner et les radiographies biplanes.

### 8.3 Résultats

La table 8.1 indique les écarts entre les points internes estimés par la méthode sans palpation et les points internes réels. Les principales observations sont les suivantes :

- La distance 3D moyenne entre les points internes estimés et de référence est de  $13.7 \pm 6.2$  mm.
- La distance moyenne pour les deux centres de hanche est de  $11.5 \pm 7.0$  mm.
- La distance 3D entre les centres intervertébraux est de  $14.2 \pm 6.5$  mm en moyenne. En 2D (plan sagittal) elle est de  $12.6 \pm 6.8$ mm.
- L’erreur sur L5/S1 était répercutée sur la précision de la prédiction de l’ensemble des autres centres intervertébraux. Plus l’erreur sur L5/S1 était grande, plus l’erreur sur la prédiction des centres intervertébraux augmentait ( $r^2 = 0.2$ ) (FIGURE. 8.3). De ce fait les résultats ont été comparés aux résultats obtenus dans le cas où les ASIS et PSIS pourraient être palpés et utilisés pour définir le plan de coupe du bassin (8.1). L’erreur moyenne (3D) sur les centres intervertébraux était alors réduite à  $12.7 \pm 5.7$ mm. La réduction de l’erreur allait jusqu’à 4 mm pour un sujet.

Les régressions utilisées pour prédire les points internes sont présentées dans les TABLES. D.4 (centres intervertébraux des cervicales), D.5 (centres intervertébraux thoraciques et lombaires), D.6 (points internes du bassin) et D.7 (centres du genou et de la cheville).

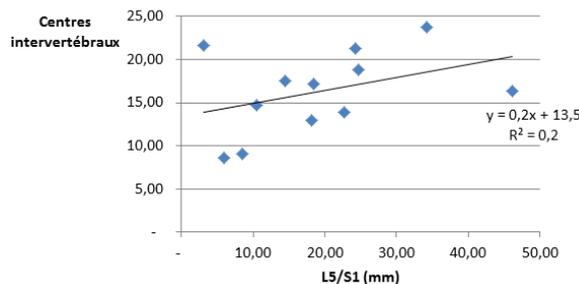


FIGURE 8.3 – Erreur de prédiction moyenne des centres intervertébraux en fonction de l’erreur de prédiction de L5/S1.

### 8.4 Discussion

L’objectif de cette étude était de prédire les positions de 30 points internes le long du squelette longitudinal sans recours à la palpation de points osseux externes. L’avantage de la méthode proposée est qu’elle permet d’estimer la position de la chaîne cinématique d’un individu de façon automatique à partir de l’acquisition de sa surface 3D. La méthode sans palpation fournit la même erreur que la méthode qui nécessitait la palpation de points osseux proposée au Chapitre 7. Les erreurs d’estimation sont inférieures à celles rencontrées dans la littérature pour l’estimation du centre de hanche (Andriacchi *et al.* (1980) :  $36.1 \pm 12$  mm, Bell *et al.* (1990) :  $19 \pm 12$  mm, Davis *et al.*

TABLE 8.1 – La première partie de la table (sans palpation) présente les écarts moyens (et écarts-types) entre points internes estimés par la méthode sans palpation et les points internes réels. La seconde partie de la table (Palpation ASIS/PSIS) présente les écarts moyens (et écarts-types) entre points internes estimés par la méthode impliquant la palpation des ASIS et PSIS et les points internes réels.

Sans palpation	C1/C2	C4/C5	C7/T1	T4/T5	T8/T9	T10/T11	T12/L1	L2/L3	L5/S1	Hanche	Ischions	Genoux	Chevilles	Total
x	-5.4 ± 6.9	-3.7 ± 7.6	5.5 ± 5.9	6.8 ± 6.1	5.3 ± 7.2	-1.4 ± 8.2	-0.3 ± 8.0	-0.3 ± 6.8	-1.1 ± 8.1	2.4 ± 6.6	-0.7 ± 7.1	2.6 ± 6.8	-0.6 ± 4.9	1.2 ± 6.8
y	-0.7 ± 4.4	0.6 ± 4.4	2.0 ± 4.7	0.4 ± 5.8	0.4 ± 5.8	0.2 ± 7.0	0.3 ± 7.5	-1.9 ± 7.7	3.3 ± 5.5	-1.4 ± 12.3	3.6 ± 7.2	2.5 ± 6.6	-0.6 ± 2.9	0.4 ± 6.3
z	-4.1 ± 7.2	-4.4 ± 6.1	-7.0 ± 6.2	-10.4 ± 7.0	-9.0 ± 7.5	-9.6 ± 7.9	-8.0 ± 12.1	-8.5 ± 12.8	-8.3 ± 13.3	-11.9 ± 38.4	-17.2 ± 25.0	6.5 ± 8.9	0.5 ± 5.7	-7.2 ± 10.9
3D	11.3 ± 5.4	10.3 ± 5.9	12.5 ± 4.2	15.7 ± 6.1	14.5 ± 5.6	15.0 ± 6.1	15.9 ± 7.9	15.8 ± 9.2	16.1 ± 8.9	11.5 ± 7.0	16.8 ± 4.2	14.9 ± 6.0	7.9 ± 3.4	13.7 ± 6.2
Palpation ASIS/PSIS	C1/C2	C4/C5	C7/T1	T4/T5	T8/T9	T10/T11	T12/L1	L2/L3	L5/S1	Hanche	Ischions	Genoux	Chevilles	Total
x	-5.6 ± 6.9	-5.7 ± 9.5	4.2 ± 7.1	8.4 ± 5.4	7.6 ± 8.1	-2.0 ± 7.4	-0.3 ± 7.7	-0.2 ± 6.4	-5.4 ± 9.6	0.9 ± 7.5	-0.4 ± 9.0	2.5 ± 6.7	-0.7 ± 4.9	1.2 ± 7.2
y	-0.7 ± 4.3	0.4 ± 4.8	0.5 ± 5.4	-1.6 ± 6.9	-1.4 ± 5.2	-1.5 ± 5.6	-1.0 ± 6.1	-2.5 ± 7.0	2.7 ± 4.9	0.2 ± 6.3	0.6 ± 6.2	2.2 ± 6.5	-0.5 ± 2.9	-0.5 ± 5.6
z	-4.5 ± 7.1	-4.1 ± 8.1	-4.9 ± 7.1	-7.4 ± 7.3	-4.7 ± 6.8	-4.7 ± 6.8	-1.8 ± 10.0	-0.9 ± 10.7	3.0 ± 9.8	6.6 ± 7.0	-6.1 ± 7.4	7.5 ± 9.0	0.5 ± 5.7	-2.3 ± 8.0
3D	11.5 ± 5.5	12.1 ± 8.6	11.6 ± 5.4	14.4 ± 6.7	13.2 ± 6.1	11.5 ± 4.5	12.6 ± 5.5	12.7 ± 5.9	14.7 ± 5.4	12.7 ± 4.6	13.6 ± 3.9	15.3 ± 5.8	7.9 ± 3.5	12.7 ± 5.7

(1991) :  $27 \pm 9$  mm, Harrington *et al.* (2007) :  $17 \pm 9$  mm, Sholukha *et al.* (2011) :  $23.5 \pm 12.6$  mm) et des centres intervertébraux (Sicard et Gagnon (1993) ( $17.4 \pm 10.8$  mm)). Elle apporte donc un gain de temps essentiel, pour une précision équivalente, ce qui permet d'envisager l'utilisation de cette méthode pour l'analyse du mouvement dans des environnements naturels ou sur des sujets pour lesquels la pose de marqueurs est peu confortable, comme des jeunes enfants (à condition d'ajuster les coefficients des régressions pour cette population). L'autre avantage de la méthode par segmentation est qu'elle utilise des points robustes comme les barycentres des volumes segmentaires ou les barycentres de sections pour définir des prédicteurs.

La méthode est basée sur une technique de segmentation automatique de l'enveloppe externe. La première limite de la méthode concernait la segmentation du segment bassin qui s'est révélée la plus difficile du fait du faible nombre de points identifiables par analyse de la silhouette sur cette région. De ce fait, l'estimation de L5/S1 a montré de grandes erreurs de prédiction de  $16.1 \pm 8.9$  mm en moyenne qui affectaient la prédiction des autres centres intervertébraux. En revanche, lorsque la palpation des deux ASIS et des deux PSIS est possible, alors elle permet de gagner jusqu'à 4 mm de précision pour certains sujets sur la prédiction des centres intervertébraux. Pour identifier la zone du bassin sans palpation sur des enfants, Castelli *et al.* 2015 ont proposé de faire porter aux sujets des sous-vêtements avec des bandes colorées détectables automatiquement.

Une seconde limite à envisager concerne la reproductibilité de la méthode. En effet, l'identification d'extrema locaux et de points d'inflexion sur la silhouette peut donner lieu à différents résultats en fonction de la géométrie de la surface externe utilisée et des algorithmes d'analyse de la silhouette appliqués. Si les moyens d'acquisition de l'enveloppe externe étaient tous d'une excellente précision, la méthode proposée pourrait être plus facilement reproductible d'un moyen d'acquisition à un autre. Or ce n'est pas encore le cas ; par exemple, le Body Scanner utilisé ne permet pas de voir la tête en entier et la partie supérieure du crâne est coupée. Par la suite il serait plus judicieux de développer une approche « model-based » pour réduire les erreurs dépendantes de la forme de la surface externe, et faciliter la reproductibilité d'un opérateur à un autre indépendamment de l'enveloppe utilisée. Le principe s'inspire des méthodes de reconstruction osseuses développées dans Chaïbi *et al.* 2012, Quijano *et al.* 2013 et Humbert *et al.* 2014. Il s'agirait d'ajuster des primitives géométriques sur les parties visibles de l'enveloppe, par exemple ajuster une ellipsoïde dans la tête. Puis les descripteurs des primitives, ici le centroïde de l'ellipsoïde par exemple, pourraient à la fois servir de prédicteurs robustes pour estimer des points osseux et à la fois servir de points de repère pour la reconstruction d'une enveloppe 3D complète et réaliste sur un scan incomplet à l'aide d'algorithmes de déformation de maillage et d'inférences statistiques.

Enfin les prédicteurs ont été sélectionnés en s'appuyant sur un compromis entre justesse de l'estimation, nombre de prédicteurs et accessibilité. Les prédicteurs ont été choisis pour être les plus indépendants de la posture que possible. Néanmoins la troisième limite de cette étude est que les prédicteurs utilisés pour prédire le centre de hanche, par exemple la position de la ligne de gravité, doivent être mesurés en posture debout. Pour des analyses du mouvement en posture assise, une autre méthode devrait possiblement être envisagée en ne considérant par exemple que la position du centre de masse du tronc (au-dessus du bassin).

## 8.5 Conclusion

L'étude a permis d'explorer une méthode de prédiction des points internes du squelette longitudinal par régression sans recours à la palpation de points anatomiques osseux. L'erreur de prédiction était équivalente à celle obtenue en utilisant une méthode de prédiction basée sur la palpation de points anatomiques osseux et inférieure aux erreurs reportées dans la littérature. La méthode a été testée sur des scans 3D venant du même body scanner et post-traités à l'aide du même algorithme. Il serait intéressant de tester la reproductibilité de la méthode, sur des enveloppes de différentes sources et en étant appliquée par différents opérateurs, afin de s'assurer qu'elle puisse être utilisée dans divers environnements d'étude en-dehors du cadre du laboratoire.

# Conclusion générale

Prédire la position du squelette à partir de la géométrie externe du corps est un enjeu majeur en biomécanique pour améliorer le réalisme des modèles numériques du corps humain. Chez ces modèles, un squelette filaire simplifié, composé d'articulations reliant des segments rigides entre eux, constitue la structure de la chaîne cinématique. Aussi bien en ergonomie que dans le domaine clinique, l'estimation précise des positions des centres articulaires du squelette filaire est essentielle pour représenter un individu et réaliser l'analyse de sa posture et de son mouvement. Or les régressions existantes entre l'externe et l'interne se sont révélées insuffisamment précises ou incomplètes pour estimer la position de l'ensemble des centres articulaires du squelette longitudinal. En particulier un nombre très faible d'études sur l'estimation de la position des centres intervertébraux à partir de données externes ont été publiées. Par ailleurs, dans cette thèse, une première étude portant sur l'évaluation de deux mannequins numériques a confirmé l'importance d'améliorer la prédiction du squelette filaire à partir de mesures externes. L'objectif de ce projet de doctorat était de proposer de nouvelles relations externes-internes 3D pour améliorer la prédiction du squelette filaire des cervicales aux chevilles à partir de mesures externes. L'accent a été placé sur l'estimation de la position des centres intervertébraux en priorité.

Au travers de la revue de littérature, il est apparu que le principal frein à l'étude des relations externes-internes provenait de la difficulté à collecter des données pour le corps entier, à la fois de l'enveloppe et du squelette, sur des êtres humains vivants. La création d'une nouvelle base de données à partir de sujets vivants à l'aide du système d'imagerie médicale EOS a donc été entreprise. Une première étape du projet a consisté à améliorer et évaluer la méthode de reconstruction de l'enveloppe externe à partir des radiographies biplanes. Puis, en partant des radiographies acquises avec le système EOS et des méthodes de reconstructions 3D développées au fil des années de recherche à l'Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak, une base de données composée des reconstructions 3D des os et de l'enveloppe pour 80 sujets a été constituée pour permettre l'analyse des relations entre l'enveloppe externe et le squelette interne.

En exploitant cette base de données, trois méthodes non irradiantes ont été proposées pour permettre de prédire la position du squelette filaire en 3D à l'aide de différentes mesures externes :

- D'abord une méthode utilisant un modèle statistique construit à l'aide d'une analyse en composantes principales a été proposée. Le modèle permet de prédire 28 points du squelette à partir de l'enveloppe du tronc et du bassin, dont 18 centres intervertébraux.
- Puis une méthode par régression, plus locale, et ne nécessitant que la palpation de quelques points à la surface de la peau et du profil du dos, a été proposée. La

méthode est applicable par d'autres opérateurs à l'aide des régressions fournies et permet de prédire l'ensemble des centres articulaires du squelette longitudinal. Une évaluation de la méthode à partir de scans 3D a été réalisée pour l'ensemble des 30 points estimés. Cette approche par modélisation géométrique du rachis et du profil du dos s'est révélée plus précise que l'approche par ACP initialement testée.

- Enfin en vue de s'affranchir de la palpation de points osseux, une méthode sans palpation, basée sur la segmentation automatique d'une acquisition d'enveloppe du corps, a été développée. La méthode apporte un gain de temps par rapport à la méthode par palpation, tout en offrant une précision équivalente de l'ordre de  $14.5 \pm 7$  mm en moyenne pour les 29 centres articulaires du squelette filaire prédit.

Une limite à l'étude par palpation est que les centres intervertébraux prédits sont alignés dans le plan sagittal. Une étude plus approfondie pour estimer les variations médio-latérales de la colonne à partir du profil des épineuses est à poursuivre, en particulier pour étendre par la suite ces méthodes à des populations présentant des pathologies rachidiennes, comme la scoliose. La base de données externes-internes nouvellement constituée pourra permettre de poursuivre ce travail d'estimation de données internes à partir de paramètres externes. En premier lieu, il sera important d'inclure une estimation du centre gléno-huméral, qui est primordial dans le cas d'études d'accessibilité en ergonomie. En outre, non seulement les positions des centres articulaires sont essentielles, mais il s'agira de creuser davantage les travaux d'estimation de la géométrie des os à partir de mesures externes, afin de prédire la position de certains points comme les insertions ligamentaires, les insertions tendineuses ou des surfaces articulaires, qui sont des paramètres essentiels pour décrire la biomécanique articulaire et compléter la chaîne cinématique des modèles. Il faut également noter que les méthodes de prédiction de la géométrie du rachis dépendent de la posture d'intérêt. Dans ce doctorat, seule la posture debout a été étudiée. Or la position des centres articulaires, en particulier ceux de la colonne vertébrale est modifiée au cours du mouvement. Il serait intéressant de combiner cette étude aux travaux de Saunier-Koell (2010) qui a proposé un modèle prédictif de la configuration du rachis à partir de la forme externe du tronc. Par ailleurs des radiographies en posture assise comprenant différentes positions du tronc ont également été collectées au cours du projet afin de généraliser les modèles de prédiction à cette posture d'intérêt, mais ces données n'ont pas encore pu être traitées. Enfin il serait intéressant d'inclure davantage de personnes obèses dans la base de données, pour lesquelles l'intervalle de tissus mous entre l'enveloppe et le squelette est plus important.

En définitive, bien que les incertitudes des méthodes de prédiction proposées restent élevées par rapport au niveau de précision exigé pour certaines applications cliniques nécessitant une précision inférieure au centimètre, ce projet de doctorat propose des modèles de prédiction les plus complets à notre connaissance pour estimer l'ensemble des points du squelette longitudinal à partir de données externes.

Son objectif principal vise à créer des modèles simples personnalisés du corps humain (à la fois l'enveloppe externe et un squelette filaire interne). L'application de ce travail pourrait permettre d'améliorer le réalisme des modèles numériques actuels en vue de mener des analyses biomécaniques, principalement en ergonomie, nécessitant des informations dépendant de la position des articulations comme les mesures d'amplitude

de mouvement et de charges articulaires. C'est le cas par exemple des études portant sur le dimensionnement de véhicules ou d'espaces de travail, ou encore des études dans le domaine de la sécurité routière, pour étudier l'influence de la posture des piétons sur les mécanismes lésionnels en vue d'améliorer les systèmes de sécurité. Les résultats pourront également servir à d'autres domaines d'application. Pour le sport par exemple, ce type de modèles pourrait permettre d'étudier si un équipement (chaussures, protections) répond aux objectifs de performance exigé tout en comparant les charges subies par le système musculo-squelettique avec et sans l'équipement. Dans le domaine médical, la création de modèles personnalisés pourrait offrir un outil pour le suivi postural lors du développement de l'enfant ou du vieillissement. Enfin deux méthodes de génération de modèles personnalisés quasi-automatiques ont été développées et qui, couplées aux avancées de la capture du mouvement sans palpation, permettent d'envisager des applications plus précises dans des environnements naturels tels qu'un espace de travail pour analyser les risques de troubles musculo-squelettiques *in situ* et y améliorer l'ergonomie.

Le chantier pour améliorer le réalisme des mannequins numériques est encore très vaste. Ce projet s'est attaché à améliorer la prédiction des centres articulaires du squelette filaire à partir de mesures externes. Il s'inscrit dans la lignée des recherches sur la modélisation personnalisée du système musculo-squelettique. Ce domaine de recherche, au carrefour de différentes disciplines, se nourrit des possibilités nouvelles offertes par l'imagerie médicale, combinées à l'essor des technologies de scanning de l'enveloppe externe, et aux progrès de l'animation 3D, qui permettent petit à petit de développer des modèles numériques du corps humain de plus en plus réalistes pour l'analyse de la posture et du mouvement.



# Liste des figures

1.1	Les premiers mannequins numériques. a) Modèle "First Man" de Boeing (Kasik et Senesac, 2014) b) Cyberman de la société Chrysler (Dooley, 1982) c) Ergoman (Mollard <i>et al.</i> , 1992) d) Sammie (Porter <i>et al.</i> , 1995) e) Man3D (Verriest, 1991) (illustration de (Barelle <i>et al.</i> , 2004)) . . . . .	7
1.2	Les trois mannequins les plus utilisés pour les études en ergonomie dans l'industrie. a) Le mannequin Jack (Blanchonette, 2010) b) Le mannequin Safework (Fortin <i>et al.</i> , 1990) c) Le mannequin RAMSIS (Seidl, 1994) . . . . .	8
1.3	Squelette interne et surface externe d'un mannequin numérique (Bubb et Fritzsche, 2009) . . . . .	9
1.4	Exemple d'un squelette filaire présent à l'intérieur de l'enveloppe des mannequins numériques; ici le squelette standard H-ANIM (Humanoid Animation Specification) défini par le consortium Web3D (Magnenat-Thalmann, 2008) . . . . .	10
1.5	Modèle musculo-squelettique des membres inférieurs d'Anybody (Damsgaard, 2006) .	11
1.6	a) Vue de l'intérieur d'une cabine de body scanner Symcad (Telmat Industries) durant une acquisition ( <a href="http://www.symcad.com">http://www.symcad.com</a> ). b) Personnalisation d'un mannequin RAMSIS à partir du scan 3D d'un individu (Beurier <i>et al.</i> , 2015) . . . . .	12
2.1	Estimation des centres vertébraux par Snyder <i>et al.</i> (1972). L'auteur fournit des régressions pour prédire les distances entre la surface du dos et les centres articulaires. Il fournit également des régressions pour prédire les directions des vecteurs dirigés de la pointe des épineuses palpée aux centres articulaires prédits. Illustration extraite de Snyder <i>et al.</i> (1972), page 78. . . . .	16
2.2	Identification de la ligne passant par les épineuses à la surface du dos acquise par raster-stéréographie utilisant les franges de Moiré (Huysmans <i>et al.</i> , 2004) . . . . .	19
2.3	Mouvement de circumduction du fémur par rapport au bassin (Piazza, 2009) . . . . .	22
2.4	A gauche : les centres articulaires prédits dans le modèle WebbAssociates de Churchill <i>et al.</i> (1978). Illustration extraite de Anthropometric source book. Vol 1 : Anthropometry for designers IV-9, <a href="https://archive.org/details/nasa-techdoc">https://archive.org/details/nasa-techdoc</a> (public domain). .	24
2.5	Système de radiographie EOS, radiographies biplanes et reconstructions du squelette, EOS Imaging, Paris, France, depuis le site <a href="http://www.eos-imaging.com">http://www.eos-imaging.com</a> , News Media, Media Room . . . . .	31
3.1	Ajustement de la posture d'un mannequin : Superposition de l'enveloppe externe d'un mannequin personnalisé sur les contours de la peau d'un sujet réel. (a) RAMSIS (b) HB. Ergonomics (Nérot <i>et al.</i> , 2015a) . . . . .	44

3.2	Une méthode d'ajustement alternative de la posture pour un mannequin RAMSIS . Les genoux sont positionnés d'abord puis les hanches et les angles de la colonne vertébrale sont ajustés pour que la tête atteigne le sommet du crâne. Les erreurs sur les centres articulaires dans les directions x et z ainsi que le plus grand écart au niveau du contour du dos sont indiqués. Les erreurs obtenues par la méthode d'ajustement du profil du dos utilisée dans cette étude sont également indiquées entre parenthèses .	53
4.1	Etapes de la reconstruction de l'enveloppe externe (la figure fournit un exemple pour la reconstruction 3D de l'enveloppe d'une femme). a) Prérequis : allocation de points de contrôle au modèle générique (ici féminin). Les 11 points de contrôle représentés par une astérisque sont ceux utilisés pour l'ajustement global; les 49 ronds sont ceux utilisés pour la déformation grossière. b) Identification manuelle de l'entrejambe et de 10 centres articulaires pour initier l'ajustement global. c) Projection et ajustement global du modèle générique sur les radiographies de face et de profil : le modèle générique adopte la position du sujet et les segments sont mis à l'échelle sur les radiographies. d) Projection et ajustement manuel des 49 points de surface sur les profils de la peau pour la première déformation grossière. e) Modèle ajusté après l'étape de déformation fine. f) Reconstruction 3D personnalisée de l'enveloppe d'un sujet. Les reconstructions des os et des bras ont été ajoutées sur l'image dans un but esthétique. . . . .	59
4.2	a) Cartographie des erreurs moyennes représentées par une couleur sur les modèles génériques. a) Biais en mm (distance signée entre les enveloppes reconstruites et les enveloppes corrigées servant de référence), pour les hommes et les femmes. b) Cartographie de l'intervalle de confiance à 95% ( $2 * S_R$ ) utilisé comme indicateur de l'incertitude globale sur la distribution des nœuds des maillages reconstruits (en mm). Seules des enveloppes sans bras sont reconstruites. Des maillages génériques de bras étaient ensuite fusionnés aux reconstructions dans un but visuel. . . . .	62
5.1	a) Exemples de radiographies biplanes pour un sujet chez qui l'enveloppe et les os ont été reconstruits. b) Le système de coordonnées global (X, Y, Z) centré sur le bassin était défini à partir des ASIS et des PSIS virtuellement palpés et projetés sur l'enveloppe. c) Le système de coordonnées locales (x, y, z) était défini à partir des centroïdes des ellipses ajustées sur les sections du tronc et ne nécessitait pas d'identification de points anatomiques internes par palpation. . . . .	70
5.2	Nœuds de l'enveloppe sélectionnés pour avoir un coefficient de pondération plus élevé lors de l'ajustement de l'enveloppe estimée par ACP sur une enveloppe cible par la méthode des moindres carrés pondérés. . . . .	72
5.3	a) Les cinq principaux modes de variation de forme. La forme du tronc obtenue en faisant varier les facteurs des CPs de la valeur ( <i>moyenne</i> + $2SD$ ) (gris foncé) à la valeur ( <i>moyenne</i> - $2SD$ ) (gris clair) pour chaque PC. b) Variance expliquée cumulée en fonction du nombre de composantes principales. . . . .	74

5.4	Exemples de modèles prédits par ACP (surfaces blanches) estimant l'enveloppe d'un sujet cible (surfaces grises) et les points de son squelette interne. Ronds noirs : points internes de référence (radiographies) ; ronds blancs : points internes estimés. a) Prédiction précise des centres articulaires vertébraux pour un sujet avec une cyphose thoracique T4/T12 et une lordose lombaire L1/L5 à l'intérieur de l'intervalle défini par la moyenne $\pm SD$ de la population d'étude (T4/T12 :34°, L1/L5 :34°). b) Faible précision de la prédiction des centres articulaires thoraciques chez un sujet présentant une grande valeur de cyphose T4/T12 par rapport au reste de la cohorte (54°). c) Faible précision dans la prédiction des centres articulaires lombaires chez un sujet présentant une lordose L1/L5 plus accentuée que dans le reste de la cohorte (59°). . . . .	80
6.1	a) Représentation de la courbe médiane du dos ( $S^e$ ) et de la courbe du rachis ( $S^{int}$ ) dans un repère en 2D. . . . .	87
6.2	Représentation simplifiée de la forme de la courbe du rachis $S^{int}$ et de ses paramètres de forme pouvant influencer les coordonnées $t_{C7/T1}$ et $t_{L5/S1}$ . . . . .	89
7.1	Free standing position adoptée par un sujet dans la cabine EOS . . . . .	103
7.2	Représentation de la ligne médiane du dos $S^e$ et de la courbe du rachis $S^{int}$ dans un repère en 2D. . . . .	104
7.3	Représentation de la courbe passant par les centres intervertébraux du rachis cervical de C1/C2 à C7/T1 exprimés dans un repère en 2D. . . . .	105
7.4	Etapas successives d'estimation d'un point interne avec la méthode de Peng et al. 2015. Etape 1 (à gauche) : Estimation du point interne C à l'aide des points osseux palpés $T_{ip}$ . Les distances $r_i$ ont préalablement été estimées à l'aide du calcul de PW, PD et FL à partir des points osseux palpés. Etape 2 (à droite) : Une fois le point C estimé, les distances $R_i$ entre C et des marqueurs placés sur la peau $T_{im}$ sont calculées.	106
7.5	Etapas de post-traitement d'un scan 3D acquis par body scanning. a) Modèle générique correspondant à la reconstruction de l'enveloppe d'un homme moyen pour lequel un squelette de déformation (rig) est défini. b) Acquisition brute issue du body scanner présentant de grandes parties trouées sur les côtés. c) Ajustement de la pose et déformation élastique du modèle générique pour épouser la surface du scan 3D et combler les parties manquantes . . . . .	108
7.6	Estimation des points internes du squelette longitudinal à partir du scan 3D post-traité d'un sujet. . . . .	109
8.1	A gauche : modèle P avec identification de 19 points osseux permettant la construction de 11 repères locaux et d'appliquer les régressions proposées au Chapitre 7 pour estimer les points internes à l'échelle du squelette longitudinal. A droite : modèle SP dont la segmentation correspond par analogie au découpage sémantique du modèle MB : tête, cou, thorax, abdomen, bassin, cuisses, jambes, genoux et pieds. Les repères locaux sont représentés et définis dans la TABLE. D.1. . . . .	118
8.2	Représentation de la courbe médiane du dos ( $S^e$ ) (noire), de la courbe du rachis ( $S^{int}$ ) (rouge) et de la courbe passant par les barycentres des segments tête, thorax, abdomen et bassin ( $S^{COM}$ ) (bleue) dans un repère en 2D. . . . .	120
8.3	Erreur de prédiction moyenne des centres intervertébraux en fonction de l'erreur de prédiction de L5/S1. . . . .	121

A.1 Identification des centres articulaires et des points anatomiques internes étudiés sur le squelette. Les points rouges indiquent les points internes estimés à partir de données externes. Les points jaunes indiquent des articulations qui n'ont pas été estimées durant ce travail. Illustrations issues de <https://zygotebody.com>. . . . . 160

B.1 Points externes et internes dont les coordonnées 3D constituent la base de données initiale pour l'analyse ACP. Les points anatomiques externes sont représentés par une astérisque rouge, les centres intervertébraux par un rond noir et les nœuds de l'enveloppe externe par un triangle noir (à gauche, les points utilisés pour la méthode A ; à droite, ceux de la méthode B). . . . . 162

# Liste des tableaux

2.1	Relations externes-internes et moyens mis en œuvre pour acquérir des données internes et externes pour leur validation) . . . . .	26
2.2	Relations externes-internes pour prédire la forme de la colonne vertébrale . . . . .	30
3.1	Liste des paramètres d'entrée pour créer les mannequins HB et RAMSIS . . . . .	42
3.2	Définition des axes du repère . . . . .	43
3.3	Liste des paramètres utilisés pour comparer les mannequins personnalisés HB et RAMSIS à partir des reconstructions EOS . . . . .	45
3.4	Moyennes $\pm$ SDs des écarts entre les paramètres externes des mannequins HB et RAMSIS et les dimensions anthropométriques mesurées sur les sujets (référence) en mm. . . . .	48
3.5	Variabilité intra et inter-opérateur dans le calcul des centres articulaires en mm . . . . .	49
3.6	Moyennes $\pm$ SDs des écarts (en mm) entre les positions des centres articulaires dans les directions antéro-postérieure ( $\Delta x$ ) et verticale ( $\Delta z$ ) entre les mannequins HB et RAMSIS et les sujets correspondant (référence) selon l'IMC. Les distances (3D) sont également indiquées. . . . .	50
3.7	Moyennes $\pm$ SDs des écarts (en mm) entre les largeurs des hanches, la longueur de la colonne vertébrale, et la longueur fémorale calculées à partir des centres articulaires sur les mannequins HB et RAMSIS et les sujets correspondants. . . . .	51
4.1	Biais et incertitude totale (95% CI repro) pour chaque sujet et chaque région du corps (mm) : le biais était considéré comme la distance moyenne point-surface ( $\pm$ écart-type) entre les marqueurs radio-opaques de référence et les surfaces reconstruites obtenues par les opérateurs; L'intervalle de confiance à 95% (95% CI) sur la reproductibilité (correspondant à $2 * SR$ ) fournit un indicateur de l'incertitude globale sur la distribution des nœuds du maillage liée à la variabilité entre opérateurs (en mm). . . . .	63
5.1	Erreurs standard d'estimation (SEE) en x, y et z et distance (3D) entre les points internes de référence mesurés sur les radiographies biplanes et ceux estimés par les quatre différentes méthodes basées sur l'ACP (en mm). Les écart-types (SD) des erreurs sur les distances sont fournis entre parenthèses. Les points internes du bassin et du rachis sont présentés séparément. GCS/LCS : Système de coordonnées global/système de coordonnées local. PN : Pondération des nœuds. TN : Normalisation par la hauteur du tronc. . . . .	76

5.2	Coefficients de corrélation de Person entre les écarts en x (direction antéro-postérieure) sur les points internes et les erreurs externes, la taille, le poids, l'âge, l'angle de cyphose T4-T12 et l'angle de lordose L1-L5. Les corrélations avec une p-value inférieure à 0.05 sont surlignées en gris. Les angles de cyphose T4-T12 et de lordose L1-L5 ont été calculés en utilisant la méthode des plateaux décrite dans Schwab <i>et al.</i> (2006). . . . .	79
6.1	Abscisses curvilignes des centres intervertébraux normalisées par la longueur développée de $S^{int}$ . Les écarts-types sur les abscisses curvilignes normalisées en pourcentage et en mm sont indiqués. . . . .	92
6.2	Erreurs quadratiques moyennes (RMSE) en x, y et distance (2D) entre les centres intervertébraux de référence mesurés sur les reconstructions osseuses et ceux estimés par les différentes méthodes MD et Md en mm. Les écarts-types des erreurs sur les distances 2D sont fournis. . . . .	93
6.3	Prédicteurs et coefficients des régressions pour prédire les variables inconnues de la méthode MD. Les coefficients des régressions (Coeff) sont associés aux variables explicatives (Prédicteurs) portant la même lettre (A, B, C ou D). . . . .	94
6.4	Prédicteurs et coefficients des régressions pour prédire les variables inconnues de la méthode Md. Les coefficients des régressions (Coeff) sont associés aux variables explicatives (Prédicteurs) portant la même lettre (A, B, C ou D). . . . .	95
6.5	Erreurs quadratiques moyennes (RMSE) en x, y et distance (2D) entre les centres intervertébraux de référence mesurés sur les reconstructions osseuses et ceux estimés par les deux différentes méthodes MD et Md lorsque la position réelle de L5/S1 est imposée. Les points externes utilisés pour les 2 méthodes sont indiqués entre parenthèses. . . . .	99
6.6	Prédicteurs et coefficients des régressions pour prédire les variables inconnues de la méthode MD lorsque le tour de taille est utilisé à la place du poids. Les coefficients des régressions (Coeff) sont associés aux variables explicatives (Prédicteurs) portant la même lettre (A, B, C ou D). Le tour de taille a été mesuré à hauteur du nombril. . . . .	100
7.1	Moyennes et écarts-types des écarts en x, y et z et distances (3D) entre les points internes estimés à partir des scans 3D et les vrais points (EOS). . . . .	110
7.2	Distances moyennes et écarts-types entre les positions des marqueurs et les points anatomiques internes des reconstructions osseuses projetés sur l'enveloppe reconstruite à partir des radiographies biplanes. . . . .	111
7.3	Différences dans l'orientation des axes x, y et z des repères locaux définis à partir des reconstructions EOS et de l'acquisition issue du body scanner. . . . .	111
8.1	La première partie de la table (sans palpation) présente les écarts moyens (et écarts-types) entre points internes estimés par la méthode sans palpation et les points internes réels. La seconde partie de la table (Palpation ASIS/PSIS) présente les écarts moyens (et écarts-types) entre points internes estimés par la méthode impliquant la palpation des ASIS et PSIS et les points internes réels. . . . .	122
A.1	Liste et définitions des points internes du squelette . . . . .	159

B.1	Erreurs quadratiques moyennes (RMSE) en x, y et distance (2D) entre les centres intervertébraux de référence mesurés sur les reconstructions osseuses et ceux estimés par les deux différentes méthodes (A et B) en mm. Les points externes utilisés pour les deux méthodes sont indiqués entre parenthèses. Les résultats des deux méthodes sont comparés à la Méthode 1 du chapitre 5 qui utilisait l'ensemble des nœuds du tronc dans une analyse ACP. Les écarts-types (SD) des erreurs sur les distances sont fournis ( $\pm SD$ ).PA : Points anatomiques . . . . .	164
C.1	Moyennes et écarts-types des coordonnées t et d à utiliser pour la prédiction de la courbe cervicale . . . . .	165
C.2	Moyennes et écarts-types des abscisses curvilignes des centres intervertébraux le long de la courbe cervicale de C1/C2 à C7/T1. . . . .	165
C.3	Prédicteurs et coefficients des régressions pour prédire les variables inconnues de la méthode MD. Les coefficients des régressions (Coeff) sont associés aux variables explicatives (Prédicteurs) portant la même lettre (A, B, C ou D). Les lignes surlignées correspondent aux régressions utilisées dans le Chapitre 7. . . . .	167
C.4	Prédicteurs et coefficients des régressions pour prédire la courbe thoracique et lombaire interne. La méthode MD présentée au Chapitre 6 était plus précise pour prédire les points de la courbe interne et la méthode Md a été utilisée pour prédire la position de l'extrémité supérieure de la courbe C7/T1. Les coefficients des régressions (Coeff) sont associés aux variables explicatives (Prédicteurs) portant la même lettre (A, B, C ou D). . . . .	169
C.5	Ecarts moyens entre centres cervicaux estimés et centres cervicaux réels issus des reconstructions à partir des radiographies biplanes. . . . .	170
C.6	Ecarts moyens entre points du bassin estimés et points réels issus des reconstructions à partir des radiographies biplanes. L'erreur moyenne pour les centres de hanche droit et gauche est indiquée. . . . .	170
C.7	Erreurs standard d'estimation et écarts-types pour la prédiction des centres intervertébraux thoraciques et lombaires . . . . .	171
D.1	Définitions sémantique et mathématique des points automatiquement repérés sur les silhouettes d'un individu et permettant de construire des plans de coupe. . . . .	173
D.2	Définition des plans de coupe utilisés pour segmenter l'enveloppe externe d'un individu. . . . .	174
D.3	Description des systèmes d'axes locaux pour le modèle sans palpation . . . . .	175
D.4	Moyennes et écarts-types des coordonnées t et d à utiliser pour la prédiction de la courbe cervicale (méthode sans palpation) . . . . .	178
D.5	Prédicteurs et coefficients des régressions pour prédire la courbe thoracique et lombaire interne. Les coefficients des régressions (Coeff) sont associés aux variables explicatives portant la même lettre (A, B, C ou D). . . . .	179
D.6	Prédicteurs et coefficients des régressions pour prédire les points internes du bassin. Les coefficients des régressions (Coeff) sont associés aux variables explicatives (Préd) portant la même lettre (A, B, C ou D). . . . .	180
D.7	Prédicteurs et coefficients des régressions pour prédire les centres des genoux et des chevilles. Les coefficients des régressions (Coeff) sont associés aux variables explicatives (Préd) portant la même lettre (A, B, C ou D). . . . .	180



# Références

- K. ABDEL-MALEK, J. ARORA, J. YANG, T. MARLER, S. BECK, C. SWAN, L. FREY-LAW, A. MATHAI, C. MURPHY, S. RAHMATALLAH et A. PATRICK : Santos : A Physics-Based Digital Human Simulation Environment. *Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society Annual Meeting*, 50(20):2279–2283, 2006.
- M. AKAMATSU, P. GREEN et K. BENGLER : Automotive Technology and Human Factors Research : Past, Present, and Future. *International Journal of Vehicular Technology*, 2013(1):27, 2013.
- B. ALLEN et B. CURLESS : The space of human body shapes : reconstruction and parameterization from range scans. *In ACM SIGGRAPH Computer Graphics*, pages 27–31, San Diego, USA, 2003.
- G. ALVAREZ, N. SERRANO, A. GUTIERREZ, P. URBAN et A. AVELLO : Computer Animation of Human Body Motion in Sport, Using Real Captured Data and a "Consistent" Mechanical Model. *In 2nd International Symposium on Three-Dimensional Analysis of Human Movement*, Poitiers, 1993.
- B. AMBERG, S. ROMDHANI et T. VETTER : Optimal Step Nonrigid ICP Algorithms for Surface Registration. *In IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition*, pages 1–8, Minneapolis, jun 2007. Ieee.
- T P ANDRIACCHI et E J ALEXANDER : Studies of human locomotion : past, present and future. *Journal of biomechanics*, 33(10):1217–1224, 2000.
- T.P. ANDRIACCHI, R.W. ANDERSSON, R.W. FERMIER, D. STERN et J.O. GALANTE : A study of lower-limb mechanics during stair-climbing. *Journal of Bone and Joint surgery*, 62(A):749–757, 1980.
- D. ANGUELOV, D. KOLLER, S. THRUN et J. DAVIS : SCAPE : Shape Completion and Animation of People. *In ACM SIGGRAPH Computer Graphics*, pages 408–416, New York, 2005.
- F. AQLAN, S.S. LAM, S. RAMAKRISHNAN et M. TESTANI : An Ergonomic Study for 6S Workplace Improvement. *In Industrial and Systems Engineering Research Conference*, pages 1–6, 2014.
- A. ASSI, C. SAURET, A. MASSAAD, Z. BAKOUNY, H. PILLET, W. SKALLI et I. GHANEM : Validation of hip joint center localization methods during gait analysis using 3D EOS imaging in typically developing and cerebral palsy children. *Gait & Posture*, 48:30–35, jul 2016.

- B. AUBERT, C. VERGARI, B. ILHARREBORDE, A. COURVOISIER et W. SKALLI : 3D reconstruction of rib cage geometry from biplanar radiographs using a statistical parametric model approach. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering : Imaging & Visualization*, (May):1–15, 2014.
- S. AUSEJO : *A New Robust Motion Reconstruction Method Based on Optimisation with Redundant Constraints and Natural Coordinates*. Thèse de doctorat, University of Navarra, San Sebastian, 2006.
- N.L. BADLER, W.M. BECKET et B.L. WEBBER : Simulation and analysis of complex human tasks for manufacturing. In *SPIE-Int Soc. Opt. Eng*, pages 225–233, Philadelphia, 1995.
- S.Y. BAEK et K. LEE : Parametric human body shape modeling framework for human-centered product design. *Computer-Aided Design*, 44(1):56–67, jan 2012.
- P. BAERLOCHER et R. BOULIC : An inverse kinematics architecture enforcing an arbitrary number of strict priority levels. *The Visual Computer*, 20(6):402–417, jun 2004.
- C. BARELLE, A. RUBY et M. TAVERNIER : Experimental Model of the Aerodynamic. *Journal of Applied Biomechanics*, 20(2):167–176, 2004.
- V. BARONE, F. VERDINI, L. BURATTINI, F. DI NARDO et S. FIORETTI : A markerless system based on smartphones and webcam for the measure of step length, width and duration on treadmill. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 125:37–45, 2016. ISSN 01692607.
- J.J. BAUER, M.J. PAVOL, C.M. SNOW et W.C. HAYES : MRI-derived body segment parameters of children differ from age-based estimates derived using photogrammetry. *Journal of Biomechanics*, 40(13):2904–2910, 2007.
- A.L. BELL et R. PEDERSEN : Prediction of hip joint center location from external landmarks. *Human Movement Scie*, 8:3–16, 1989.
- A.L. BELL, D.R. PEDERSON et R.A. BRAND : A Comparison of the Accuracy of Several Hip Center. *Journal of biomechanics*, 23(6):617–621, 1990.
- I. BEN-GAL et J. BUKCHIN : The ergonomic design of workstations using virtual manufacturing and response surface methodology. *IIE Transactions*, 34(4):375–391, apr 2002.
- S. BENAMEUR, M. MIGNOTTE, S. PARENT, H. LABELLE, W. SKALLI et J. de GUISE : 3D/2D registration and segmentation of scoliotic vertebrae using statistical models. *Computerized Medical Imaging and Graphics*, 27(5):321–337, sep 2003.
- C. BERGERON, F. CHERIET, J. RONSKY, R. ZERNICKE et H. LABELLE : Prediction of anterior scoliotic spinal curve from trunk surface using support vector regression. *Engineering Applications of Artificial Intelligence*, 18(8):973–983, 2005.

- E. BERTHONNAUD, R. HILMI, H. LABELLE et J. DIMNET : Spino-pelvic postural changes between the standing and sitting human position : Proposal of a method for its systematic analysis. *Computerized Medical Imaging and Graphics*, 35(6):451–459, 2011.
- E. BERTILSSON, D. HÖGBERG et L. HANSON : Digital Human Model Module and Work Process for Considering Anthropometric Diversity. In *3rd Applied Human Factors and Ergonomics*, pages 568–575, jun 2010.
- S. BERTRAND : *Ecole Nationale Supérieure d ' Arts et Métiers*. Thèse de doctorat, Ecole Nationale Supérieure d'Arts et Métiers, 2005.
- S. BERTRAND, I. KOJADINOVIC, W. SKALLI et D. MITTON : Estimation of External and Internal Human Body Dimensions From Few External Measurements. *Journal of Musculoskeletal Research*, 12(04):191–204, dec 2009.
- S. BERTRAND, W. SKALLI, L. DELACHERIE, D. BONNEAU, G. KALIFA et D. MITTON : External and internal geometry of European adults. *Ergonomics*, 49(15):1547–64, dec 2006. ISSN 0014-0139.
- G. BEURIER, X. YAO, Y. LAFON et X. WANG : A Markerless Method for Personalizing a Digital Human Model from a 3D Body Surface Scan. In *Proc. of 6th Int. Conf. on 3D Body Scanning Technologies*, pages 266–273, Lugano, Switzerland, 2015.
- P. BLANCHONETTE : Jack Human Modelling Tool : A Review. Rapport technique, Air Operations Division. Defense Science and Technology Organisation, 2010.
- J. BOISVERT, X. PENNEC, H. LABELLE, F. CHERIET et N. AYACHE : Principal spine shape deformation modes using riemannian geometry and articulated models. *Lecture Notes in Computer Science (including subseries Lecture Notes in Artificial Intelligence and Lecture Notes in Bioinformatics)*, 4069 LNCS:346–355, 2006.
- D. BONIN, S. WISCHNIEWSKI, H. WIRSCHING, A. UPMANN, J. RAUSCH et G. PAUL : Exchanging data between Digital Human Modeling systems : A review of data formats. In *3rd International Digital Human Modeling Symposium*, pages 1–8, Odaiba, Tokyo, Japan, 2014. Symposium Program and Paper Abstracts, AIST.
- B. BONNECHÈRE, B. JANSEN, P. SALVIA, H. BOUZAHOUENE, L. OMELINA, F. MOISEEV, V. SHOLUKHA, J. CORNELIS, M. ROOZE et S. VAN SINT JAN : Validity and reliability of the Kinect within functional assessment activities : Comparison with standard stereophotogrammetry. *Gait & Posture*, 39(1):593–598, 2014. ISSN 09666362.
- B. BONNECHÈRE, B. JANSEN et S. VAN SINT JAN : Cost-effective (gaming) motion and balance devices for functional assessment : Need or hype ? *Journal of Biomechanics*, 2016.
- S. BOULET, E. BOUDOT et N. HOUEL : Relationships between each part of the spinal curves and upright posture using Multiple stepwise linear regression analysis. *Journal of Biomechanics*, 49(7):1149–1155, 2016.

- J.T. BRYANT, J. GAVIN, B.L. SMITH, J.M. STEVENSON, J.G. REID, B.L. SMITH et J.M. STEVENSON : Method for determining vertebral body positions in the sagittal plane using skin markers. *Spine*, 14(3):258–65, mar 1988.
- H. BUBB et F. FRITZSCHE : A scientific perspective of Digital Human Models : Past, Present, and Future. In V.G DUFFY, éditeur : *Handbook of Digital Human Modeling*, chapitre 3, pages 1–30. Taylor and Francis Group, Boca Raton, crc press édition, 2009.
- N CAMPBELL-KYUREGHYAN, M JORGENSEN, D BURR et W MARRAS : The prediction of lumbar spine geometry : Method development and validation. *Clinical biomechanics*, 20(5):455–464, 2005.
- K. CASE, M.C BONNEY et J.M PORTER : SAMMIE : A human and Workplace Modelling System. *Computer Aided Design*, 23(4):257–268, 1990.
- A. CASTELLI, G. PAOLINI, A. CEREATTI, M. BERTOLI et U. D. CROCE : Application of a markerless gait analysis methodology in children with cerebral palsy : Preliminary results. *Gait & Posture*, 42:S4–S5, 2015. ISSN 09666362.
- J.T CELIGÜETA : Multibody simulation of the human body in sports. In *International Symposium on Biomechanics in Sports*, pages 81–94, Madeira, 1996.
- P. CERVERI, A. PEDOTTI et G. FERRIGNO : Non-invasive approach towards the in vivo estimation of 3D inter-vertebral movements : Methods and preliminary results. *Medical Engineering and Physics*, 26(10):841–853, 2004.
- E. CESERACCIU, Z. SAWACHA et C. COBELLI : Comparison of markerless and marker-based motion capture technologies through simultaneous data collection during gait : proof of concept. *PloS one*, 9(3):e87640, 2014.
- D.B. CHAFFIN : Development of computerized human static strength simulation model for job design. *Human Factors and Ergonomics in Manufacturing*, 7(4):305–322, 1997.
- D.B. CHAFFIN : Digital human modeling for vehicle and workspace design. Rapport technique, Society of Automotive Engineers, Warrendale, PA, 2001.
- D.B. CHAFFIN : Improving digital human modelling for proactive ergonomics in design. *Ergonomics*, 48(5):478–91, apr 2005.
- D.B. CHAFFIN : The evolving role of biomechanics in prevention of overexertion injuries. *Ergonomics*, 52(1):3–14, jan 2009.
- D.B. CHAFFIN et G.B. ANDERSSON : *Occupational Biomechanics*. John Wiley & Sons, New-York, 1991.
- D.B. CHAFFIN, K.E. KILPATRICK et W.M. HANCOCK : A Computer-Assisted Manual Work-Design Model. *A I I E Transactions*, 2(4):348–354, jul 1970.
- Y. CHAIBI, T. CRESSON, B. AUBERT, J. HAUSSELLE, P. NEYRET, O. HAUGER, J A de GUISE et W SKALLI : Fast 3D reconstruction of the lower limb using a parametric model and statistical inferences and clinical measurements calculation from biplanar

- X-rays. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, 15(5):457–66, jan 2012.
- R. CHAKRAVERTY, P. PYNSENT et K. ISAACS : Which spinal levels are identified by palpation of the iliac crests and the posterior superior iliac spines? *Journal of Anatomy*, 210(2):232–236, 2007.
- R. F. CHANDLER, C. E. CLAUSER, J. T. MCCONVILLE, H. M. REYNOLDS et J. W. YOUNG : Investigation of Inertial Properties of the Human Body. Rapport technique, Air Force Aerospace Medical Research Lab, Wright-Patterson Air Force Base, Ohio, mar 1975.
- S.W. CHANG et M.J.J. WANG : Digital Human Modeling and Workplace Evaluation : Using an Automobile Assembly Task as an Example. *Human Factors and Ergonomics in Manufacturing*, 17(5):445–455, 2007.
- Y.J. CHANG, S.F. CHEN et J.D. HUANG : A Kinect-based system for physical rehabilitation : A pilot study for young adults with motor disabilities. *Research in Developmental Disabilities*, 32(6):2566–2570, 2011.
- E. CHATEAUROUX et X. WANG : Car egress analysis of younger and older drivers for motion simulation. *Applied ergonomics*, 42(1):169–77, dec 2010.
- Y.L. CHEN et Y.H. LEE : A non-invasive determination protocol for the lumbosacral vertebral. *Science*, 12(3):3–7, 1997.
- C.K. CHENG, H.H. CHEN, C.Y.C.S. CHEN, C.L. LEE et C.Y.C.S. CHEN : Segment inertial properties of Chinese adults determined from magnetic resonance imaging. *Clinical Biomechanics*, 15(8):559–566, 2000.
- N. CHEVALOT et X. WANG : An Experimental Investigation of the Discomfort of Arm Reaching Movements in a Seated Position. *SAE Technical Paper*, 2004(01):2141, jun 2004.
- W.K. CHIOU, Y.H. LEE, W.J. CHEN, M. . LEE et Y.H. LIN : A non-invasive protocol for the determination of lumbar spine mobility. *Clinical Biomechanics*, 11(8):474–480, 1996.
- C.H. CHU, Y.T. TSAI, C.C.L. WANG et T.H. KWOK : Exemplar-based statistical model for semantic parametric design of human body. *Computers in Industry*, 61(6):541–549, aug 2010.
- E. CHURCHILL, L. LAUBACH, J.P. MCCONVILLE et I. TEBETTS : Anthropometric Source Book.Vol 1. Rapport technique, NASA 1024, Washington, DC, 1978.
- Ross A. CLARK, Yong-Hao PUA, Adam L. BRYANT et Michael A. HUNT : Validity of the Microsoft Kinect for providing lateral trunk lean feedback during gait retraining. *Gait & Posture*, 38(4):1064–1066, 2013. ISSN 09666362.

- L. CLAUDON : Apports et limites des mannequins numériques pour la conception des postes de travail à travers deux études de cas. *In Ergo'IA*, pages 198–204, Biarritz, 2008.
- C.E. CLAUSER, R.F. CHANDLER, J.P. MCCONVILLE, H.M. REYNOLDS et J.W. YOUNG : Weight, volume, and center of mass of segments of the human body. Rapport technique, Aerospace Medical Research Laboratory. Wright Patterson Air Force Base,, Dayton.Ohio, 1969.
- A. COBLENTZ, R. MOLLARD et C. RENAUD : ERGOMAN : 3D representation of Human Operator and Man-Machine Systems. *International Journal of Human Factors in Manufacturing*, 1(2):167–178, 1991.
- G. COLOMBO, G. FACOETTI et C. RIZZI : A digital patient for computer-aided prosthesis design. *Interface focus*, 3(2):20120082, apr 2013.
- D. CUNADO, M.S. NIXON et J.N. CARTER : Automatic Gait Recognition via Model-Based Evidence Gathering. *In IEEE Workshop on Identification Advanced Technologies*, pages 27–30. IEEE, 1999.
- A. CUNO, C. ESPERAN, A. OLIVEIRA et P.R. CAVALCANTI : 3D As-Rigid-As-Possible Deformations Using MLS. *In 27th Computer Graphics International Conference*, pages 115–122, Petropolis, RJ, Brazil, 2007.
- A. CUNO, C. ESPERAN et A. OLIVEIRA : Shape Aware Deformation Using a Skeleton-Guided Scheme. *In Computer Graphics and Image Processing, 2008. SIBGRAPI '08. XXI Brazilian Symposium*, pages 278–285, 2008.
- H.A.M. DAANEN et F.B. TER HAAR : 3D whole body scanners revisited. *Displays*, 34(4):270–275, oct 2013.
- M. D'AMICO, G. D'AMICO et P. RONCOLETTA : A 3-D parametric biomechanical skeleton model for posture and spine shape analysis. *Studies in health technology and informatics*, 88(1):365–9, jan 2002.
- M. DAMSGAARD : Analysis of musculoskeletal systems in the AnyBody Modeling System. *Simulation modeling practice and theory*, 14(8):1100–1111, 2006.
- R.B. DAVIS, S. OUNPUU, D. TYBURSKI, J.R GAGE, S. ÖUNPUU, D. TYBURSKI et J.R. GAGE : A gait analysis data collection and reduction technique. *Human Movement Science*, 10:575–587, 1991.
- R. DAVOODI, I.E. BROWN, N. LAN, M. MILEUSIC et G.E. LOEB : An integrated package of neuromusculoskeletal modeling tool in Simulink. *In IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, pages 1205–1208, Istanbul, Turkey, 2001.
- P. DE LEVA : Joint center longitudinal positions computed from a selected subset of Chandler's data. *Journal of Biomechanics*, 29(9):1231–1233, 1996.

- F. DELLAS, L. MOCCOZET, M. SPAGNUOLO, B. FALCIDIENO et C.I. GENOVA : Knowledge-based extraction of control skeletons for animation. *In Shape Modeling and Applications, 2007. SMI '07.Lyon*, pages 51–60, 2007.
- S.L. DELP, F.C. ANDERSON, A.S. ARNOLD, P. LOAN, A. HABIB, C.T. JOHN, E. GUENDELMAN et D.G. THELEN : OpenSim : open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement. *IEEE transactions on bio-medical engineering*, 54 (11):1940–50, nov 2007.
- S.L. DELP et W. MALONEY : Effects of hip center location on the moment-generating capacity of the muscles. *Journal of biomechanics*, 26(4-5):485–99, jan 1993.
- W.T. DEMPSTER : Space requirements of the seated operator. Rapport technique, WADC-TR, Wright-Patterson Air Force Base, Ohio, 1955.
- S. DESCHÊNES, G. CHARRON, G. BEAUDOIN, H. LABELLE, J. DUBOIS, M.C. MIRON et S. PARENT : Diagnostic imaging of spinal deformities : reducing patients radiation dose with a new slot-scanning X-ray imager. *Spine*, 35(9):989–94, apr 2010.
- A. DICKO, T. LIU, B. GILLES, L. KAVAN, F. FAURE, O. PALOMBI et M.P. CANI : Anatomy Transfer. *In ACM Transactions on Graphics*, volume 32 (6), 2013.
- M. DOOLEY : Anthropometric modeling programs- a survey. *In IEEE Computer Graphics & Applications*, pages 9–17, 1982.
- I. DOUROS, L. DEKKER et B.F. BUXTON : Reconstruction of the surface of the human body from 3D scanner data using B-splines. *Three-Dimensional Image Capture and Applications II (Proceedings of SPIE)*, 3640(3640):234–245, mar 1999.
- B. DRERUP : Rasterstereographic measurement of scoliotic deformity. *Scoliosis*, 9(1):22, 2014.
- B. DRERUP et E. HIERHOLZER : Back Shape Measurement Using Video Rasterstereography And 3-Dimensional Reconstruction Of Spinal Shape. *Clinical Biomechanics*, 9(1):28–36, 1994.
- B. DRERUP et E. HIERHOLZER : Assessment of scoliotic deformity from back shape asymmetry using an improved mathematical model. *Clinical Biomechanics*, 11(7): 376–383, 1996.
- R. DRILLIS et R. CONTINI : Body Segment Parameters. Rapport technique, Office of Vocational rehabilitation, Department of Health, Education and Welfare, New-York, 1966.
- J. DUBOUSSET, G. CHARPAK, W. SKALLI, J. DEGUISE et G. KALIFA : Eos : a New Imaging System With Low Dose Radiation in Standing Position for Spine and Bone & Joint Disorders. *Journal of Musculoskeletal Research*, 13(01):1–12, mar 2010.
- T. DUKIC, M. RÖNNÄNG, R. ÖRTENGREN, M. CHRISTMANSSON et A.J. DAVIDSSON : Virtual evaluation of human factors for assembly line work : A case study in an automotive industry. *In SAE Digital Human Modeling Conference*, pages 129–150, Munich, jan 2002.

## RÉFÉRENCES

---

- R. DUMAS, R. AISSAOUI, D. MITTON, W. SKALLI et J.A. de GUISE : Determination of personalized inertial parameters of lower limb by biplanar low-dose radiography. *In International Congress Series*, volume 1268, pages 19–24, jun 2004.
- S. DUPREY, L. CHEZE et R. DUMAS : Influence of joint constraints on lower limb kinematics estimation from skin markers using global optimization. *Journal of biomechanics*, 43(14):2858–62, oct 2010.
- T. DUTTA : Evaluation of the Kinect sensor for 3-D kinematic measurement in the workplace. *Applied Ergonomics*, 43(4):645–649, 2012.
- R.M. EHRIG, W.R. TAYLOR, G.N. DUDA et M.O. HELLER : A survey of formal methods for determining the centre of rotation of ball joints. *Journal of biomechanics*, 39(15):2798–809, jan 2006.
- N. ELLIOTT, Si. CHOPPIN, S.R. GOODWILL et T. ALLEN : Markerless Tracking of Tennis Racket Motion Using a Camera. *Procedia Engineering*, 72:344–349, 2014.
- S.M. EVANS et D.B. CHAFFIN : A method for integrating ergonomic operator information within the manufacturing design process. *In IIE Conference*, page 5, Chicago, Illinois, 1985.
- C.L. EWING et D.J. THOMAS : Response of human head to impact. *In 17th Stapp Car Crash Conference*, pages 309–342. Naval Aerospace medical Research Laboratory, 1973.
- C.G. FORTIN, A.L. BEUTER, J. SCHIETTEKATTE, R. CARRIER et B. DECHAMPLAIN : *SAFework : A microcomputer-aided workstation design and analysis. New advances and future developments*. Taylor & Francis, London, karwowski, édition, 1990.
- W.T. FREEMAN, K. TANAKA, J. OHTA et K. KYUMA : Computer vision for computer games. *In Proceedings of the Second International Conference on Automatic Face and Gesture Recognition*, pages 100–105. IEEE Comput. Soc. Press, 1996. ISBN 0-8186-7713-9.
- C. FRIGO et M. RABUFFETTI : Multifactorial estimation of hip and knee joint centres for clinical application of gait analysis. *Gait and Posture*, 8(2):91–102, 1998.
- N. GANGNET, V. POMERO, R. DUMAS, W. SKALLI et J.M. VITAL : Variability of the spine and pelvis location with respect to the gravity line : a three-dimensional stereoradiographic study using a force platform. *Surgical and Radiologic Anatomy : SRA*, 25(5-6):424–33, 2003.
- C.C. GORDON, T. CHURCHILL, C.E. CLAUSER, JoT. MCCONVILLE, I. TEBBETTS, R.A. WALKER, B. BRADTMILLER et J.T. MCCONVILLE : 1988 Anthropometric Survey of U.S. Army Personnel : Methods and Summary Statistics. Rapport technique, Technical Report NATICK/TR89/044, Massassuchets, aug 1988.

- M. GRUJICIC, B. PANDURANGAN, X. XIE, A.K. GRAMOPADHYE, D. WAGNER et M. OZEN : Musculoskeletal computational analysis of the influence of car-seat design/adjustments on long-distance driving fatigue. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 40(3):345–355, may 2010.
- J.C. HARLICK, S. MILOSAVLJEVIC et P.D. MILBURN : Palpation identification of spinous processes in the lumbar spine. *Manual therapy*, 12(1):56–62, feb 2007. ISSN 1532-2769. URL <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16781182>.
- M.E. HARRINGTON, A.B. ZAVATSKY, S.E.M. LAWSON, Z. YUAN et T. N. THEOLOGIS : Prediction of the hip joint centre in adults, children, and patients with cerebral palsy based on magnetic resonance imaging. *Journal of Biomechanics*, 40(3):595–602, jan 2007.
- D.L. HART et S.J. ROSE : Reliability of a noninvasive method for measuring the lumbar curve\*. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 8(4):180–4, 1986.
- F. HASHEMIRAD, B. HATEF, S. JABERZADEH et N. ALE AGHA : Validity and reliability of skin markers for measurement of intersegmental mobility at L2-3 and L3-4 during lateral bending in healthy individuals : A fluoroscopy study. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 17(1):46–52, 2013.
- R. HERRON, J.R. CUZZI et J. HUGG : Mass Distribution of the Human Body using Biostereometrics. Rapport technique AMRL-TR-75-18, Wright-Patterson Air Force Base, 1976.
- D. HIRSHBERG, M. LOPER, E. RACHLIN, A. TSOLI, A. WEISS, B. CORNER et M.J. BLACK : Evaluating the Automated Alignment of 3D Human Body Scans. *In 2nd International Conference on 3D Body Scanning Technologies*, pages 76–86, Lugano, Switzerland, oct 2011. Hometrica Consulting - Dr. Nicola D’Apuzzo. ISBN 9783033031340.
- D. HÖGBERG et K. CASE : Predefined Manikins to Support Consideration of Anthropometric Diversity by Product Designers. *V.G. Duffy (Ed.) : Digital Human Modeling, HCII 2007(LNCS 4561):110–119*, 2007.
- D. HOGG : Model-based vision : a program to see a walking person. *Image and Vision Computing*, 1(1):5–20, 1983.
- L. HUMBERT, J. A. DE GUISE, B. AUBERT, B. GODBOUT et W. SKALLI : 3D reconstruction of the spine from biplanar X-rays using parametric models based on transversal and longitudinal inferences. *Medical Engineering & Physics*, 31(6):681–7, jul 2009.
- J. L. HUSSON, J. F. MALLET, H. PARENT, R. CAVAGNA, J. M. VITAL, A. BLAMOUTIER et P. VIOLAS : Applications in spinal imbalance. *Orthopaedics and Traumatology : Surgery and Research*, 96(4 SUPPL.):1–9, 2010.
- T. HUYSMANS, B. HAEX, R. VAN AUDEKERCKE, J. VANDER SLOTEN et G. VAN DER PERRE : Three-dimensional mathematical reconstruction of the spinal shape, based on active contours. *Journal of Biomechanics*, 37(11):1793–8, nov 2004.

- T. HUYSMANS, P. MOENS et R. VAN AUDEKERCKE : An active shape model for the reconstruction of scoliotic deformities from back shape data. *Clinical Biomechanics*, 20(8):813–21, oct 2005.
- M. JÄGER, A. LUTTMANN, R. GÖLLNER et W. LAURIG : The Dortmunder - Biomechanical Model for Quantification and Assessment of the Load on the Lumbar Spine. *In SAE Digital Human Modeling Conference*, pages 01–2085, Arlington, jun 2001.
- L. JIANG, J. YAO, B. LI, F. FANG, Q. ZHANG et Max Q.H. MENG : Automatic Body Feature Extraction from Front and Side Images. *Journal of Software Engineering and Applications*, 05(12):94–100, 2012.
- W.L JOHNSON : STEVE : A Pedagogical Agent for Virtual Reality. *In ACM SIGART Bulletin*, pages 16–21, 1997. ISBN 0897919831.
- I .T. JOLLIFFE : Principal Component Analysis, Second Edition. *Encyclopedia of Statistics in Behavioral Science*, 30(3):487, 2002.
- G. KALIFA, Y. CHARPAK, C. MACCIA, E. FERY-LEMONNIER, J. BLOCH, J.M. BOUSARD, M. ATTAL, J. DUBOUSSET et C. ADAMSBAUM : Evaluation of a new low-dose digital x-ray device : first dosimetric and clinical results in children. *Pediatric Radiology*, 28(7):557–61, jul 1998.
- D. KASIK et C.J. SENESAC : Visualisation : Past, Present and Future. Rapport technique, The Boeing Company, 2014.
- V. KEPPLER : Biomechanische Modelbildung zur Simulation zweier Mensch-Maschinen-Schnittstellen. Rapport technique, Universität Tübingen, Tübingen, 2003.
- R.N. KIRKWOOD, E.G. CULHAM et P. COSTIGAN : Radiographic and non-invasive determination of the hip joint center location : Effect on hip joint moments. *Clinical Biomechanics*, 14:227–235, 1999.
- K.H.E. KROEMER : COMBIMAN (Computerized Biomechanical Man-Model). Rapport technique, Aerospace Medical Research laboratory, Wright-Patterson AFB, Ohio, 1973.
- G. KURILLO, A. CHEN, R. BAJCSY et J.J. HAN : Evaluation of upper extremity reachable workspace using Kinect camera. *Technology and Health Care*, 21(6):641–656, 2013.
- V. LAFAGE, F. SCHWAB, W. SKALLI, N. HAWKINSON, P.M. GAGEY, S. ONDRA et J.P. FARCY : Standing balance and sagittal plane spinal deformity : analysis of spinopelvic and gravity line parameters. *Spine*, 33(14):1572–1578, 2008.
- D. LAMKÜLL, L. HANSON et R. ÖRTENGREN : A comparative study of digital human modelling simulation results and their outcomes in reality : A case study within manual assembly of automobiles. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 39(2):428–441, 2009.

- J. LARING, M. CHRISTMANSSON, T. DUKIC, A. SUNDIN, H. SJÖBERG, R. ÖRTENGREN, L. HANSON, D. LÄMKULL, A. DAVIDSSON, A-C. FALCK et P. KLINGSTAM : Simulation for Manufacturing Engineering (ViPP). *In SAE Digital Human Modeling Conference*, pages 01–2696, jun 2005.
- J. Y. LAZENNEC, A. BRUSSON et M. A. ROUSSEAU : Lumbar-pelvic-femoral balance on sitting and standing lateral radiographs. *Orthopaedics & traumatology, surgery & research : OTSR*, 99(1 Suppl):S87–S103, 2013.
- A. LEARDINI, A. CAPPOZZO, F. CATANI, S. TOKSVIG-LARSEN, A. PETITTO, V. SFORZA, G. CASSANELLI et S. GIANNINI : Validation of a functional method for the estimation of hip joint centre location. *Journal of Biomechanics*, 32(1):99–103, jan 1999.
- S.H. LEE, E.S. SON, E.M. SEO, K.S. SUK et Ki.Ta. KIM : Factors determining cervical spine sagittal balance in asymptomatic adults : Correlation with spinopelvic balance and thoracic inlet alignment. *Spine Journal*, 15(4):705–712, 2015.
- W. LEE : *Feature-Based Approach on Animatable Virtual Human Cloning*. Thèse de doctorat, 'Université de Genève., 2000.
- Y.H.H. LEE, W.K.K. CHIOU, W.J. CHEN, M.Y.Y. LEE, Y.H.H. LIN, Chen W-J, M.Y.Y. LEE et Y.H.H. LIN : Predictive model of intersegmental mobility of lumbar spine in the sagittal plane from skin markers. *Clinical Biomechanics*, 10(8):413–420, 1995.
- J. LEGAYE, G. DUVAL-BEAUPÈRE, J. HECQUET et C. MARTY : Pelvic incidence ; a fundamental pelvic parameter for three-dimensional regulation of spinal sagittal curves. *European Spine Journal*, 7(2):99–103, 1998.
- M. LEMPEREUR, S. BROCHARD et O. RÉMY-NÉRIS : Repeatability assessment of functional methods to estimate the glenohumeral joint centre. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, 16(1):6–11, jan 2013.
- M. LEMPEREUR, F. LEOEUF, S. BROCHARD, J. ROUSSET et O. RE : In vivo estimation of the glenohumeral joint centre by functional methods : Accuracy and repeatability assessment. *Journal of Biomechanics*, 43(2):370–374, 2010.
- M.W. LENHOFT, K.M. SHEA, J.O. OTIS et S.I. BACKUS : Location of the hip joint center in gait analysis. *Gait and Posture*, 7(2):179–180, 1998.
- R.T. LIN et C.C. CHAN : Effectiveness of workstation design on reducing musculoskeletal risk factors and symptoms among semiconductor fabrication room workers. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 37(1):35–42, jan 2007.
- Y.L. LIN et M.J.J WANG : Constructing 3D human model from front and side images. *Expert Systems with Applications*, 39(5):5012–5018, apr 2012.
- Z. LIU, H. QIN, S. BU, M. YAN, J. HUANG, X. TANG et J. HAN : 3D real human reconstruction via multiple low-cost depth cameras. *Signal Processing*, 112:162–179, jul 2015.

- J.M. LU et M.J.J. WANG : Automated anthropometric data collection using 3D whole body scanners. *Expert Systems with Applications*, 35(1-2):407–414, jul 2008.
- N. MAGNENAT-THALMANN : *New Advances in Virtual Humans : Artificial Intelligence Environment*. Springer Science & Business Media, 2008. ISBN 3540798676.
- M.A. MANARY, L.W. SCHNEIDER et C.C. FLANNAGAN : EVALUATION OF THE SAE J826 3-D MANIKIN MEASURES OF DRIVER POSITIONING AND POSTURE. Technical paper 941048. Rapport technique, Society of Automotive Engineers, Inc, Warrendale, PA, 1994.
- P. MARCOS, T. SEITZ, H. BUBB, A. WICHERT et H. FEUSSNER : Computer simulation for ergonomic improvements in laparoscopic surgery. *Applied Ergonomics*, 37(3):251–8, may 2006.
- F. MARZANI, E. CALAIS et L. LEGRAND : A 3-D marker-free system for the analysis of movement disabilities—an application to the legs. *IEEE transactions on information technology in biomedicine : a publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 5(1):18–26, mar 2001.
- D. MAVRIKIOS, V. KARABATSOU, M. PAPPAS et G. CHRYSOLOURIS : An efficient approach to human motion modeling for the verification of human-centric product design and manufacturing in virtual environments. *Robotics and Computer-Integrated Manufacturing*, 23(5):533–543, oct 2007.
- O. MERZ, U. WOLF, M. ROBERT, V. GESING et M. ROMINGER : Validity of palpation techniques for the identification of the spinous process L5. *Manual Therapy*, 18(4):333–8, aug 2013.
- C.G. MESKERS, F.C. van der HELM, L.A. ROZENDAAL et P.M. ROZING : In vivo estimation of the glenohumeral joint rotation center from scapular bony landmarks by linear regression. *Journal of Biomechanics*, 31(1):93–6, jan 1998.
- D. MITTON, S. DESCHÊNES, S. LAPORTE, B. GODBOUT, S. BERTRAND, J. A. de GUISE et W. SKALLI : 3D reconstruction of the pelvis from bi-planar radiography.pdf. *Computer Method in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 9(1):1–5, 2006.
- F. MOISSENET, L. CHÈZE et R. DUMAS : Anatomical kinematic constraints : consequences on musculo-tendon forces and joint reactions. *Multibody System Dynamics*, 28(1-2):125–141, jan 2012.
- F. MOISSENET, L. CHÈZE et R. DUMAS : A 3D lower limb musculoskeletal model for simultaneous estimation of musculo-tendon , joint contact , ligament and bone forces during gait. *Journal of Biomechanics*, 47(1):50–58, 2014.
- R. MOLLARD, S. LEDUNOIS, G. IGNAZI et A. COBLENTZ : Researches and developments on postures and movements using CAD techniques and ERGODATA. In M MATTILA et W KARKOWSKI, éditeurs : *Computer Applications in Ergonomics, Occupational Safety and Health*, pages 337–343. Elsevier, Amsterdam, 1992.

- G. MONNIER, X. WANG, C. DOLIVET, J.P. VERRIEST, F. LINO et F. DUFOUR : Experimental investigation on the discomfort of safety belt handling. *VDI-Berichte*, 1675 (1):467–483+518, jan 2002.
- F. MÖRL et R. BLICKHAN : Three-dimensional relation of skin markers to lumbar vertebrae of healthy subjects in different postures measured by open MRI. *European Spine Journal*, 15(6):742–51, jun 2006.
- M. MORTARA, G. PATANÉ et M. SPAGNUOLO : From geometric to semantic human body models. *Computers & Graphics*, 30(2):185–196, apr 2006.
- L. MÜNDERMANN, S. CORAZZA et T.P. ANDRIACCHI : The evolution of methods for the capture of human movement leading to markerless motion capture for biomechanical applications. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 3(6), 2006.
- M. MUNGIOLE et P.E. MARTIN : Estimating segment inertial properties : Comparison of magnetic resonance imaging with existing methods. *Journal of Biomechanics*, 23 (10):1039–1046, 1990.
- O. MUNKELT, C. RIDDER, D. HANSEL et W. HAFNER : A model driven 3D image interpretation system applied to person detection in video images. *Proceedings Fourteenth International Conference on Pattern Recognition Cat No98EX170*, 1:70–73, 1998.
- NASA : Man-system integration standards. Rapport technique, NASA-STD-3000, Houston, Texas, 1987.
- A. NÉROT, J. CHOISNE, C. AMABILE, C. TRAVERT, H. PILLET, X. WANG et W. SKALLI : A 3D reconstruction method of the body envelope from biplanar X-rays : Evaluation of its accuracy and reliability. *Journal of Biomechanics*, 48(16):4322–6, dec 2015a.
- A. NÉROT, W. SKALLI et X. WANG : An assessment of the realism of digital human manikins used for simulation in ergonomics. *Ergonomics*, 58(11):1897–909, nov 2015b.
- A. NÉROT, X. WANG, H. PILLET et W. SKALLI : Estimation of hip joint center from the external body shape : a preliminary study. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, aug 2015c.
- NF-EN-ISO-15536-1 : Ergonomics. Computer manikins and body templates -Part 1 : General requirements, 2008.
- NF-EN-ISO-15536-2 : Ergonomics. Computer manikins and body templates -Part 2 : Verification of functions and validation of dimensions for computer manikin systems, 2007.
- M.L. OKIMOTO : Digital Human Modeling in Product Evaluation. *In Human Factors and Ergonomics in Consumer Product Design : Methods and Techniques*, chapitre 21, page 511. CRC Press, Boca Raton, 2011. ISBN 1420046284.

- A. OUDENHUIJZEN, G.F. ZEHNER et J.A. HUDSON : A Verification and Validation of Human Modeling Systems. In Vincent G DUFFY, éditeur : *Handbook of Digital Human Modeling*, pages Vol. 3, 1–30. Taylor & Francis Group, Boca Raton, crc press édition, 2009.
- Romain PANNETIER et Xuguang WANG : A comparison of clutching movements of freely adjusted and imposed pedal configurations for identifying discomfort assessment criteria. *Applied ergonomics*, 45(4):1010–8, jul 2014.
- B.K. PARK, J.C. LUMENG, C.N. LUMENG, S.M. EBERT et M.P. REED : Child body shape measurement using depth cameras and a statistical body shape model. *Ergonomics*, 58(2):301–9, 2015.
- B.K. PARK et M.P. REED : Rapid Generation of Custom Avatars using Depth Cameras. In *3rd International Digital Human Modeling Symposium*, pages 1–6, Tokyo, 2014.
- B.K. PARK et M.P. REED : Parametric body shape model of standing children aged 3-11 years. *Ergonomics*, 58(10):1714–25, 2015.
- W. PARK et S. PARK : Body shape analyses of large persons in South Korea. *Ergonomics*, 56(4):692–706, jan 2013.
- G. PAUL et S. WISCHNIEWSKI : Standardisation of digital human models. *Ergonomics*, 55(9):1115–8, 2012.
- J. PENG, J. PANDA, S. VAN SINT JAN et X. WANG : Methods for determining hip and lumbosacral joint centers in a seated position from external anatomical landmarks. *Journal of Biomechanics*, 48(2):396–400, 2015.
- S.J. PIAZZA : Motion Analysis. In Marc D. BINDER, Nobutaka HIROKAWA et Uwe WINDHORST, éditeurs : *Encyclopedia of neuroscience*, pages 2406–2409. Springer Berlin Heidelberg, Berlin, Heidelberg, 2009. ISBN 978-3-540-23735-8.
- S.J. PIAZZA, A. ERDEMIR, N. OKITA et P.R. CAVANAGH : Assessment of the functional method of hip joint center location subject to reduced range of hip motion. *Journal of Biomechanics*, 37(3):349–356, 2004.
- H. PILLET, X. BONNET, F. LAVASTE et W. SKALLI : Evaluation of force plate-less estimation of the trajectory of the centre of pressure during gait. Comparison of two anthropometric models. *Gait and Posture*, 31(2):147–152, 2010.
- H. PILLET, M. SANGEUX, J. HAUSSELLE, R. EL RACHKIDI et W. SKALLI : A reference method for the evaluation of femoral head joint center location technique based on external markers. *Gait & Posture*, 39(1):655–658, sep 2013.
- S PINZKE et L KOPP : Marker-less systems for tracking working postures—results from two experiments. *Applied Ergonomics*, 32(5):461–71, oct 2001.
- S. PLAGENHOEF : *Patterns of human motion : a cinematographic analysis*. Englewoods Cliffs, NJ : Prentice Hall, 1971.

- V. POMERO, D. MITTON, S. LAPORTE, J.A. de GUISE et W. SKALLI : Fast accurate stereoradiographic 3D-reconstruction of the spine using a combined geometric and statistic model. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 19(3):240–7, mar 2004.
- J.M. PORTER et K. CASE : SAMMIE. *The Ergonomist*, 124(1):6–7, 1980.
- J.M. PORTER, M. FREER, K. CASE et M.C. BONNEY : Computer aided ergonomics and workspace design. In J.R WILSON et E. N CORLETT, éditeurs : *Evaluation of Human Work, 2nd Edition*, chapitre 20, page 601. Taylor & Francis, Philadelphia, 1995. ISBN 0748400834.
- S. QUIJANO, A. SERRURIER, B. AUBERT, S. LAPORTE, P. THOREUX et W. SKALLI : Three-dimensional reconstruction of the lower limb from biplanar calibrated radiographs. *Medical Engineering & Physics*, 35(12):1703–1712, aug 2013.
- G. RAB, K. PETUSKEY et A. BAGLEY : A method for determination of upper extremity kinematics. *Gait & Posture*, 15(2):113–119, 2002.
- J. RASMUSSEN, V. VONDRAK, M. DAMSGAARD et M. de ZEE : The AnyBody project-Computer analysis of the human body. In *Computer Analysis of the Human Body Biomechanics*, pages 270–274, Cejkovice, Czech Republic, 2002.
- M.P. REED, M.A. MANARY et L.W. SCHNEIDER : Methods for measuring and representing automobile occupant posture.pdf. *SAE International*, 108(724):1–14, 1999.
- M.P. REED, B.K. PARK, K.H. KIM et M.L.H. JONES : Statistical Prediction of Body Landmark Locations on Surface Scans. *Proceedings 19th Triennial Congress of the IEA, Melbourne 9-14*, 1(August):1–4, 2015.
- M.P. REED, B.K. PARK, K.H. KIM et U. RASCHKE : Creating Custom Human Avatars for Ergonomic Analysis using Depth Cameras. *Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society Annual Meeting*, 58(1):1590–1594, 2014a.
- M.P. REED, U. RASCHKE, R. TIRUMALI et M.B. PARKINSON : Developing and Implementing Parametric Human Body Shape Models in Ergonomics Software. In *3rd Digital Human Modeling Symposium*, pages 1–8, Tokyo, 2014b.
- D. REGAZZONI, C. RIZZI et G. COLOMBO : The role of virtual ergonomic simulation to develop innovative human centered products. In *Digital Human Modeling. Applications in Health, Safety, Ergonomics and Risk Management : Ergonomics and Health : 6th International Conference, DHM 2015, Held as Part of HCI International 2015, Los Angeles, CA, USA, August 2-7, 2015, Proceedings, Part 2*, page 535. Springer, 2015. ISBN 331921070X.
- K.M. ROBINETTE, S. BLACKWELL, H. DAANEN, M. BOEHMER, S. FLEMING, T. BRILL, D. HOEFERLIN et D. BURNSIDES : Civilian American and European Surface Anthropometry Resource (CAESAR) Final report, Volume 1 : Summary. Rapport technique December 1997, US Air Force Research Laboratory and SAE Internationals, Wright-Patterson AFB, Ohio, 2002.

- R. ROBINSON, H.S. ROBINSON, G. BJØRKE et A. KVALE : Reliability and validity of a palpation technique for identifying the spinous processes of C7 and L5. *Manual Therapy*, 14(4):409–14, aug 2009.
- P. SALVIA, S. VAN SINT JAN, A. CROUAN, L. VANDERKERKEN, F. MOISEEV, V. SHOLUKHA, C. MAHIEU, O. SNOECK et M. ROOZE : Precision of shoulder anatomical landmark calibration by two approaches : A CAST-like protocol and a new anatomical palpator method. *Gait and Posture*, 29(4):587–591, 2009.
- M. SANDAU, H. KOBLAUCH, T. B. MOESLUND, H. AANÆS, T. ALKJÆR et E. B. SIMONSEN : Markerless motion capture can provide reliable 3D gait kinematics in the sagittal and frontal plane. *Medical Engineering & Physics*, 36(9):1168–1175, 2014.
- B. SANDOZ, S. LAPORTE, W. SKALLI et D. MITTON : Subject-specific body segment parameters’ estimation using biplanar X-rays : a feasibility study. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 13(6):649–54, dec 2010.
- M. SANGEUX, A. PETERS et R. BAKER : Hip joint centre localization : Evaluation on normal subjects in the context of gait analysis. *Gait and Posture*, 34(3):324–328, 2011.
- M. SANGEUX, H. PILLET et W. SKALLI : Which method of hip joint centre localisation should be used in gait analysis ? *Gait and Posture*, 40(1):20–25, 2014.
- P. SAUNIER-KOELL : *Développement d’un modèle biomécanique du rachis basé sur les relations 3D internes externes : radiographie biplanaire et franges de Moiré*. Thèse de doctorat, Université Claude Bernard Lyon 1, 2010.
- J. SAVIN : Apports et limites des modèles anthropométriques numériques pour l’évaluation ergonomique de postes de travail, 2012.
- S. SCHMID, D. STUDER, C.C.C. HASLER, J. ROMKES, W.R. TAYLOR, R. BRUNNER et S. LORENZETTI : Using skin markers for spinal curvature quantification in main thoracic adolescent idiopathic scoliosis : An explorative radiographic study. *PLoS ONE*, 10(8):1–12, 2015.
- A. SCHMITZ, M. YE, G. BOGGESS, R. SHAPIRO, R. YANG et B. NOEHREN : The measurement of in vivo joint angles during a squat using a single camera markerless motion capture system as compared to a marker based system. *Gait & Posture*, 41(2):694–698, 2015.
- L.W. SCHNEIDER, D.H. ROBBINS, M.A. PFLUG et R.G. SNYDER : Anthropometry of motor vehicle occupants. Volume 2 : Anthropometric specifications for mid-sized male dummy. technical report 83-53-2/3. Rapport technique, UMTRI, Ann Arbor, Michigan, 1983.
- F. SCHWAB, V. LAFAGE, R. BOYCE, W. SKALLI et J.P. FARCY : Gravity line analysis in adult volunteers : age-related correlation with spinal parameters, pelvic parameters, and foot position. *Spine*, 31(25):E959–E967, 2006.

- G.K. SEIDL, D.M. MARCHINDA, M. DIJKERS et R.W. SOUTAS-LITTLEPI : Hip joint center location from palpable bony landmarks : a cadaver study. *J.Biomechanics*, 28 (8):995–998, 1995.
- A. SEIDL : Das Meschmodell RAMSIS- Analyse, Synthese und Simulation dreidimensionaler Körperhaltungen des Menschen. Rapport technique, Munich Technische Universität, 1994.
- T. SEITZ, J. BALZULAT et H. BUBB : Anthropometry and measurement of posture and motion. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 25(4):447–453, may 2000.
- H. SEO et N. MAGNENAT-THALMANN : An automatic modeling of human bodies from sizing parameters. *In Proceedings of the 2003 Symposium on Interactive 3D Graphics - SI3D '03*, pages 19–26, New York, New York, USA, 2003. ACM Press. ISBN 1581136455.
- S. SHIN, D.M. YOON et K.B. YOON : Identification of the correct cervical level by palpation of spinous processes. *Anesthesia and Analgesia*, 112(5):1232–5, may 2011.
- V. SHOLUKHA, B. BONNECHERE, P. SALVIA, F. MOISEEV, M. ROOZE et S. VAN SINT JAN : Model-based approach for human kinematics reconstruction from markerless and marker-based motion analysis systems. *Journal of Biomechanics*, 46(14):2363–2371, 2013.
- V. SHOLUKHA, T. CHAPMAN, P. SALVIA, F. MOISEEV, F. EURAN, M. ROOZE et S. VAN SINT JAN : Femur shape prediction by multiple regression based on quadric surface fitting. *Journal of Biomechanics*, 44(4):712–718, 2011.
- V. SHOLUKHA, S. VAN SINT JAN, O. SNOECK, P. SALVIA, F. MOISEEV et M. ROOZE : Prediction of joint center location by customizable multiple regressions : Application to clavicle , scapula and humerus. *Journal of biomechanics*, 42:319–324, 2009.
- C. SICARD et M. GAGNON : A geometric model of the lumbar spine in the sagittal plane. *Spine*, 18(5):646–58, apr 1993.
- A. SIEFERT, S. PANKOKE et H.P. WÖLFEL : Virtual optimisation of car passenger seats : Simulation of static and dynamic effects on drivers' seating comfort. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 38(5-6):410–424, may 2008.
- L. SIGAL : Articulated Pose Estimation and Tracking : Introduction. *In Visual Analysis of Humans*, pages 131–137. Springer London, London, 2011.
- W. SKALLI, S. CHAMPAIN et T. MOSNIER : Spine biomechanics. *Cahiers d'enseignement de la SOFCOT. Alternatives à l'Arthrodèse Lombaire*, pages 8–18, 2007.
- R.G. SNYDER, D.B. CHAFFIN et R.K. SCHUTZ : Link system of the human Torso. *Aerospace Medical Research Laboratory, Wright-Patterson Air Force base, Ohio.1972.n.p.*, 41(3):1974, 1972.

## RÉFÉRENCES

---

- J.S. STEFFEN, I. OBEID, N. AUROUER, O. HAUGER, J.M. VITAL, J. DUBOUSSET et W. SKALLI : 3D postural balance with regard to gravity line : An evaluation in the transversal plane on 93 patients and 23 asymptomatic volunteers. *European Spine Journal*, 19(5):760–767, may 2010.
- A. STEPHENS et C. GODIN : The Truck that Jack Built : Digital Human Models and their Role in the Design of Work Cells and Product Design. In *SAE Digital Human Modeling Conference*, pages 01–2314, Lyon, jul 2006.
- M. STOKDIJK, J. NAGELS et P.M. ROZING : The glenohumeral joint rotation centre in vivo. *Journal of Biomechanics*, 33(May), 2000.
- I.A. STOKES, J.G. ARMSTRONG et M.S. MORELAND : Spinal deformity and back surface asymmetry in idiopathic scoliosis. *Journal of Orthopaedic Research : Official Publication of the Orthopaedic Research Society*, 6(1):129–137, 1988.
- J. TONG, Ji. ZHOU, L. LIU, Z. PAN et H. YAN : Scanning 3D full human bodies using Kinects. *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*, 18(4):643–50, apr 2012.
- C. TRAVERT : *Estimation du Risque de Fracture Ostéoporotique du Rachis Thoraco-Lombaire par un Modèle en Éléments Finis Personnalisé*. Thèse de doctorat, Ecole Nationale Supérieure d’Arts et Métiers, 2012.
- C. TRAVERT, E. JOLIVET, E. SAPIN-DE BROSSES, D. MITTON et W. SKALLI : Sensitivity of patient-specific vertebral finite element model from low dose imaging to material properties and loading conditions. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 49(12):1355–61, dec 2011.
- F. TROCHU : A Contouring Program Based on Dual Kriging Interpolation. *Engineering with Computers*, 9(3):160–177, 1993.
- S. VAN SINT JAN : *Color Atlas of Skeletal Landmark Definitions : Guidelines for Reproducible Manual and Virtual Palpations*. Elsevier Health Sciences, 2007. ISBN 1455725196.
- S. VAN SINT JAN et U. DELLA CROCE : Identifying the location of human skeletal landmarks : why standardized definitions are necessary—a proposal. *Clinical Biomechanics*, 20(6):659–60, jul 2005.
- G. VAZ, P. ROUSSOULY, E. BERTHONNAUD et J. DIMNET : Sagittal morphology and equilibrium of pelvis and spine. *European Spine Journal*, 11(1):80–87, 2002.
- H.E.J. VEEGER : The position of the rotation center of the glenohumeral joint. *Journal of Biomechanics*, 33(12):1711–1715, 2000.
- J.P. VERRIEST : MAN3D : A functional and geometrical model of the human operator. In *IFIESR Congress Proceeding*, pages 901–908, Lake Tahoe, 1991.

- R. VIALLE, N. LEVASSOR, L. RILLARDON, A. TEMPLIER, W. SKALLI et P. GUIGUI : Radiographic analysis of the sagittal alignment and balance of the spine in asymptomatic subjects. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, 87(2):260–7, feb 2005.
- C.C.L. WANG : Parameterization and parametric design of mannequins. *Computer-Aided Design*, 37(1):83–98, jan 2005.
- C.C.L. WANG, Y. WANG, T.K.K. CHANG et M.M.F YUEN : Virtual human modeling from photographs for garment industry. *Computer-Aided Design*, 35(852):1–21, 2003.
- X. WANG, N. CHEVALOT, G. MONNIER, S. AUSEJO, Á. SUESCUN et J. CELIGÜETA : Validation of a Model-based Motion Reconstruction Method Developed in the REAL-MAN Project. *SAE Technical Paper 2005-01-2743*, 2005(01-2743):9, jun 2005.
- X. WANG, C. DOLIVET, N. BRUNEL et J.L. MINGUY : Ergonomic Evaluation of a Crane Cabin Using a Computerized Human Model. *SAE Technical Paper*, 2000(01-2162):9, jun 2000.
- X. WANG et J.P. VERRIEST : A geometric algorithm to predict the arm reach posture for computer-aided ergonomic evaluation. *The Journal of Visualization and Computer Animation*, 9(1):33–47, jan 1998.
- D. WATERMAN et C. WASHBURN : CYBERMAN- A human factors design tool. *SAE Technical Paper*, 78(0283):12, 1978.
- A. WEISS, D. HIRSHBERG et M.J. BLACK : Home 3D Body Scans from Noisy Image and Range Data. In *IEEE international Conference*, pages 1951–1958, 2011. ISBN 978-1-4577-1102-2.
- S. WILLNER : Spinal pantograph - a non-invasive technique for describing kyphosis and lordosis in the thoraco-lumbar spine. *Acta orthopaedica Scandinavica*, 52(5):525–529, 1981.
- G. WU, F.C.T. van der HELM, H.E.J. (DIRKJAN) VEEGER, M. MAKHSOUS, P. VAN ROY, C. ANGLIN, J. NAGELS, A.R. KARDUNA, K. MCQUADE, Xuguang WANG, Frederick W. WERNER et Bryan BUCHHOLZ : ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion. Part I : ankle, hip, and spine. *Journal of Biomechanics*, 35(3):474, jun 2002.
- G. WU, F.C.T. van der HELM, H.E.J. (DIRKJAN) VEEGER, M. MAKHSOUS, P. VAN ROY, C. ANGLIN, Jochem NAGELS, Andrew R. KARDUNA, Kevin MCQUADE, Xuguang WANG, Frederick W. WERNER et Bryan BUCHHOLZ : ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion. Part II : shoulder, elbow, wrist and hand. *Journal of Biomechanics*, 38(5):981–992, may 2005.
- S. WUHRER et C. SHU : Estimating 3D Human Shapes from Measurements. *Machine Vision and Applications*, 24(6):1133–1147, 2013.

- S. WUHRER, C. SHU et P. BOSE : Posture invariant correspondence of triangular meshes in shape space. *In Computer Vision Workshops ICCV Workshops*, pages 1574–1581, Kyoto, 2009. ISBN 9781424444427.
- P. XI, W.S. LEE et C. SHU : Analysis of segmented human body scans. *In Proceedings of the 2007 Conference on Graphics Interface*, pages 19–26, 2007. ISBN 978-1-56881-337-0.
- S. YAMAZAKI, M. KOUCHI et M. MOCHIMARU : Markerless landmark localization on body shape scans by non-rigid model fitting. *In Proceedings of the 2013 International Digital Human Modeling Symposium (DHM2013), Ann Arbor, United States*, 2013.
- L.F. YEUNG, Kenneth C. CHENG, C.H. FONG, Winson C.C. LEE et K.Y. TONG : Evaluation of the Microsoft Kinect as a clinical assessment tool of body sway. *Gait & Posture*, 40(4):532–538, 2014.
- Yong YU, Zhaoqi WANG, Shihong XIA et Tianlu MAO : Automatic Joints Extraction of Scanned Human Body. *In Digital Human Modeling*, pages 286–293. Springer Berlin Heidelberg, 2007.
- R. ZEMP, R. LIST, T. GÜLAY, J.P. ELSIG, J. NAXERA, W.R. TAYLOR et S. LORENZETTI : Soft tissue artefacts of the human back : Comparison of the sagittal curvature of the spine measured using skin markers and an open upright MRI. *PLoS ONE*, 9(4):1–8, 2014.
- X. ZHANG et J. XIONG : Model-guided derivation of lumbar vertebral kinematics in vivo reveals the difference between external marker-defined and internal segmental rotations. *Journal of Biomechanics*, 36(1):9–17, jan 2003.
- S. ZHU, P.Y. MOK et Y.L. KWOK : An efficient human model customization method based on orthogonal-view monocular photos. *Computer-Aided Design*, 45(11):1314–1332, nov 2013.

# ANNEXES



# Annexe A

## Définition des centres articulaires et points internes estimés

Seuls les articulations et points internes principaux mentionnés dans la thèse sont définis.

TABLE A.1 – Liste et définitions des points internes du squelette

Nom du point	Définition	Prédit
S1 : Centre articulaire de la cheville	Milieu du segment reliant le milieu de deux sphères ajustées aux moindres carrés aux malléoles médiales et latérales du péroné et du tibia	x
S2 : Centre articulaire du genou	Milieu du segment reliant les centres de deux sphères ajustées aux moindres carrés au sein des condyles fémoraux (Chaibi <i>et al.</i> , 2012)	x
B1 : Centre articulaire de la hanche	Centre d'une sphère ajustée aux moindres carrés au niveau de la tête fémorale	x
B2 : Tubérosité ischiatique (désignée par ischion)	Point postéro-inférieur de l'ischion formant un renflement au niveau de l'insertion du muscle semitendineux.	x
B3 : Epine iliaque postéro-supérieure	Point le plus proéminent au niveau de la partie postéro-supérieure de la crête iliaque (Van Sint Jan, 2007)	x
B4 : Tubercule de la crête iliaque	Point situé sur la partie supérieure de la crête iliaque au niveau de l'élargissement de la paroi, au niveau de la partie la plus haute de l'insertion du muscle oblique externe.	x
B5 : Epine iliaque antéro-supérieure	Point le plus proéminent au niveau de la partie antéro-supérieure de la crête iliaque (Van Sint Jan, 2007)	x
V1 : Centre intervertébral	Milieu du segment reliant le plateau inférieur d'une vertèbre supérieure et le plateau supérieur d'une vertèbre inférieure (Snyder <i>et al.</i> , 1972)	x
C1 : Sommet de l'odontôïde	Les centres intervertébraux de L5/S1 à C3/C4, ainsi que C1/C2 sont estimés. Sommet de la dent de l'odontôïde de C2	x
N1 : Centre articulaire du poignet	Milieu du segment reliant le processus styloïde radial et le processus styloïde ulnaire (ISB)	
N2 : Centre articulaire du coude	Milieu du segment reliant les épicondyles médiaux et latéraux de l'humérus (ISB)	
N3 : Centre articulaire glénohuméral	Centre de la tête de l'humérus	
N4 : Centre articulaire acromioclaviculaire	Milieu du segment reliant la partie externe de la clavicule à l'acromion	
N5 : Centre articulaire sternoclaviculaire	Articulation entre le sternum, la clavicule et le premier cartilage costal	

Notes : Les sources des définitions sont indiquées. ISB fait référence aux définitions des origines des systèmes de coordonnées données dans Wu *et al.* (2002, 2005).

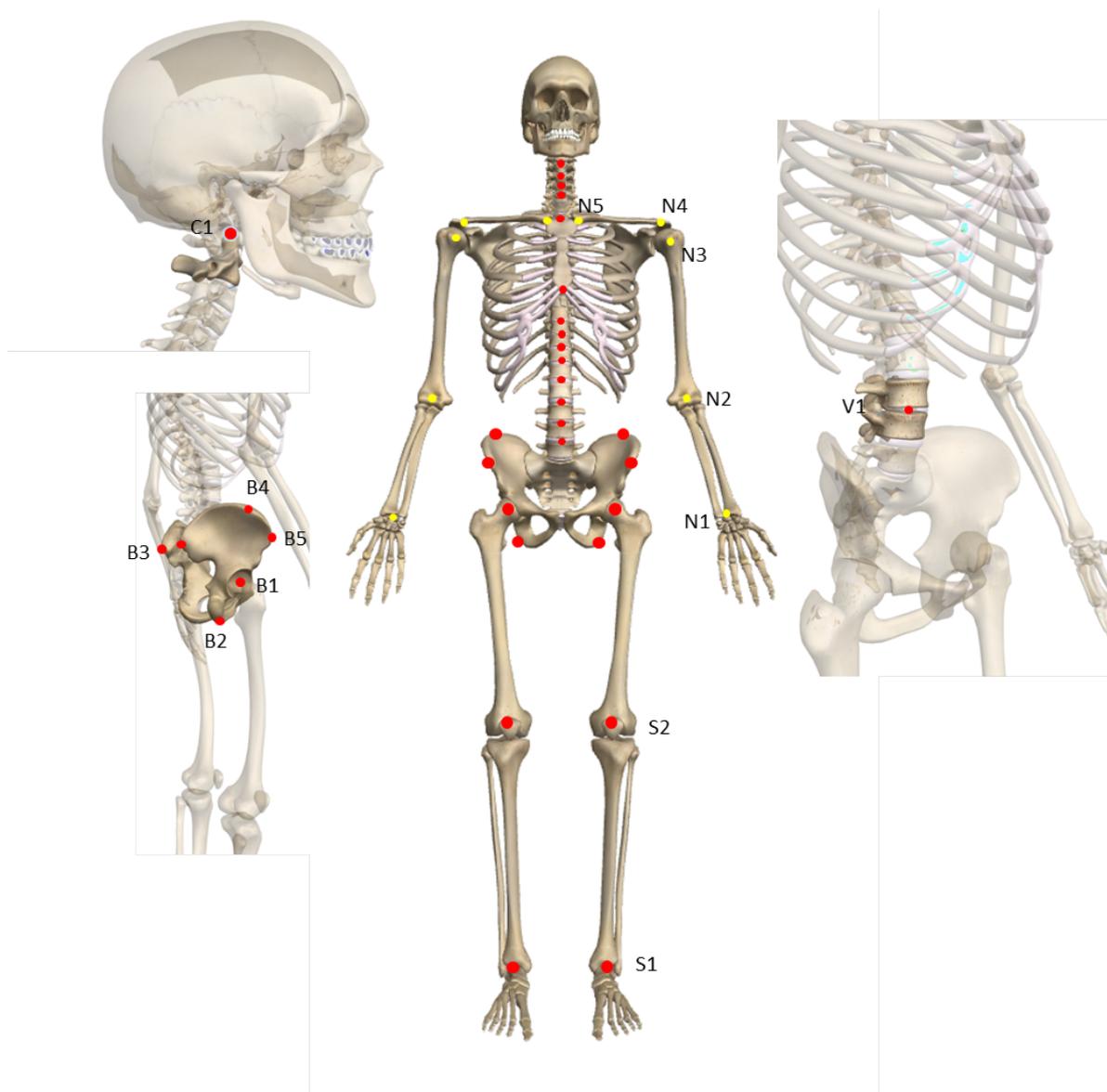


FIGURE A.1 – Identification des centres articulaires et des points anatomiques internes étudiés sur le squelette. Les points rouges indiquent les points internes estimés à partir de données externes. Les points jaunes indiquent des articulations qui n'ont pas été estimées durant ce travail. Illustrations issues de <https://zygotobody.com>.

# Annexe B

## Complément au chapitre 5

Le chapitre 5 a proposé une étude pour prédire les points internes du bassin et de la colonne vertébrale à partir de l'ensemble des points de la surface externe du tronc. Les conclusions ont montré qu'une précision similaire à celle obtenue avec l'utilisation de points anatomiques palpables pouvait être obtenue pour l'estimation du centre de hanche. En revanche, de plus grandes erreurs ont été observées pour la prédiction des centres intervertébraux par rapport à celle du centre de hanche. Cette étude complémentaire vise à améliorer la prédiction des centres intervertébraux en apportant davantage de connaissances *a priori*.

### B.1 Introduction

A l'aide d'un système de radiographies biplanes à faible dose d'irradiation il est aujourd'hui possible de réaliser des reconstructions 3D de l'enveloppe et de la colonne vertébrale (Dubousset *et al.*, 2010). En utilisant cette technologie, une analyse en composantes principales a été menée dans le Chapitre 5 pour prédire les centres articulaires de la colonne vertébrale et du bassin. L'étude s'appuyait pour cela sur l'ensemble des points de l'enveloppe du tronc ainsi que sur 4 points anatomiques palpés définissant l'origine d'un repère. Or les conclusions de l'étude ont laissé entendre que l'ajout de davantage de connaissances *a priori* (c'est à dire une sélection plus fine des points de l'enveloppe externe retenus pour la prédiction de points internes) devrait permettre d'améliorer la prédiction des centres intervertébraux. Deux nouveaux modèles ACP sont proposés dans cette étude avec une sélection de points de l'enveloppe externe localisés sur des zones où la marge de tissus mous est supposée la plus fine.

### B.2 Matériel et méthode

Le principe de la prédiction de points internes à partir d'un modèle ACP a été présenté au chapitre 5. La base de données utilisée contenait les coordonnées des 18 centres intervertébraux de C7/T1 à L5/S1 ainsi que les coordonnées d'une sélection de points de l'enveloppe externe sur des zones où la marge de tissus mous est supposée être la plus fine. Deux méthodes ont été comparées (FIG. B.1) en sélectionnant :

- Les nœuds de la ligne médiane du dos ainsi que les points anatomiques externes du thorax recommandés par l'ISB : la pointe de l'épineuse de C7 (C7), les épines iliaques antéro-supérieures (ASIS), les épines iliaques postéro-supérieures (PSIS), Incisura Jugularis (IJ), Processus Xiphoideus (PX) (Wu *et al.*, 2005) (Méthode A).
- Les nœuds de la ligne médiane du dos, les nœuds le long du sternum approximativement entre IJ et PX, ainsi que les mêmes points anatomiques du thorax recommandés par l'ISB (Méthode B).

Les coordonnées des nœuds sélectionnés de l'enveloppe externe, des points anatomiques externes et des centres intervertébraux étaient exprimées dans un système de coordonnées local (LCS) basé sur les points anatomiques externes, pour réduire la variabilité dans les données. L'origine du LCS était le barycentre des ASIS et PSIS. L'axe z était le vecteur allant de l'origine au milieu entre C7 et IJ. Un axe x temporaire était défini du milieu des PSIS au milieu des ASIS. L'axe y était le produit vectoriel de z et x. L'axe x final était le produit vectoriel d'y et z. Contrairement au Chapitre 5 qui a uniquement étudié un modèle ACP défini sur 40 hommes, cette étude complémentaire a inclus 40 femmes et 40 hommes. Etant donné que la topologie du maillage du modèle d'enveloppe des femmes est différente de celle des hommes, une analyse ACP distincte pour les hommes et pour les femmes a été réalisée.

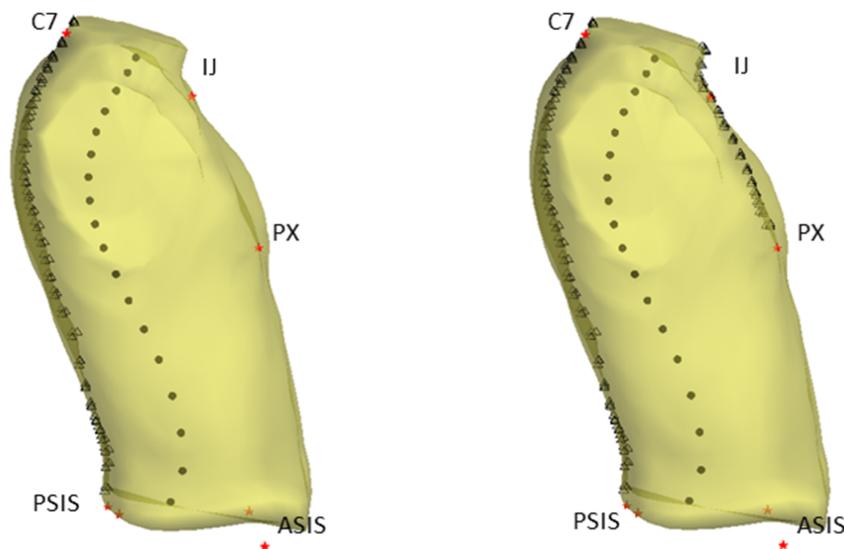


FIGURE B.1 – Points externes et internes dont les coordonnées 3D constituent la base de données initiale pour l'analyse ACP. Les points anatomiques externes sont représentés par une astérisque rouge, les centres intervertébraux par un rond noir et les nœuds de l'enveloppe externe par un triangle noir (à gauche, les points utilisés pour la méthode A ; à droite, ceux de la méthode B).

## B.3 Résultats

Les résidus sur 80 sujets entre centres intervertébraux estimés et centres intervertébraux de référence issus de l'ACP sont présentés dans la TABLE. B.1. La méthode A (sélection de points externes le long du profil du dos) et la méthode B (sélection de points externes le long du profil du dos et du sternum) sont comparées à la Méthode 1 du Chapitre 5 (sélection de l'ensemble des nœuds de l'enveloppe) cette fois appliquée sur 40 hommes et 40 femmes. Les résultats sont présentés en 2D uniquement afin de faciliter la comparaison avec l'étude du chapitre 6. Les principales observations sont les suivantes :

- L'erreur moyenne sur l'estimation des centres intervertébraux est de 12.6 mm (Méthode A) et 12.0 mm (Méthode B)
- De plus faibles erreurs ont été obtenues pour la prédiction de T1/T2 à T8/T9 dans la direction x, antéro-postérieure avec la méthode B par rapport à la méthode A. Les variations des points externes le long du haut du sternum seraient donc liées à la variation des centres intervertébraux des centres thoraciques.
- Les principales réductions d'erreurs entre la méthode B et la Méthode 1 ont été observées pour la prédiction de T1/T2 à T4/T5.
- La réduction du nombre de points sélectionnés (Méthodes A et B) a entraîné de plus grandes erreurs de T9/T10 à L3/L4 par rapport à la Méthode 1.

## B.4 Conclusion de l'étude complémentaire

L'intérêt de cette étude complémentaire était de proposer une méthode de prédiction des centres intervertébraux par un modèle ACP lorsque la surface complète du tronc n'est pas disponible. Ceci peut être le cas lorsqu'une posture d'intérêt différente de la posture debout est étudiée ou lorsque certaines zones de la surface externe sont obstruées par des objets. Bien que les résultats n'améliorent pas la prédiction des centres intervertébraux de T4/T5 à L5/S1 par rapport au cas où l'ensemble des points du thorax sont pris en compte, l'erreur d'estimation reste inférieure à 14 mm en 2D. De plus l'étude suggère que la sélection de l'ensemble des nœuds le long des zones où la marge de tissus mous est la plus fine n'est pas suffisante pour améliorer la prédiction des centres intervertébraux. L'ajout de connaissance *a priori* dans cette étude a simplement permis d'améliorer la prédiction des premiers centres articulaires thoraciques de T1/T2 à T4/T5. L'étude proposée dans le chapitre 6 s'attachera à déterminer quels sont les paramètres géométriques externes qui sont les plus corrélés avec l'interne afin de les utiliser comme prédicteurs des centres intervertébraux. L'enjeu sera toujours d'utiliser le moins de connaissance *a priori* possible afin que la méthode soit facilement applicable.

TABLE B.1 – Erreurs quadratiques moyennes (RMSE) en x, y et distance (2D) entre les centres intervertébraux de référence mesurés sur les reconstructions osseuses et ceux estimés par les deux différentes méthodes (A et B) en mm. Les points externes utilisés pour les deux méthodes sont indiqués entre parenthèses. Les résultats des deux méthodes sont comparés à la Méthode 1 du chapitre 5 qui utilisait l'ensemble des nœuds du tronc dans une analyse ACP. Les écarts-types (SD) des erreurs sur les distances sont fournis ( $\pm SD$ ). PA : Points anatomiques

Méthode	T1T2	T2T3	T3T4	T4T5	T5T6	T6T7	T7T8	T8T9	T9T10	T10T11	T11T12	T12L1	L1L2	L2L3	L3L4	L4L5	L5S1	Total	
Méthode 1 Chapitre 5	x	7.5	7.6	8.6	9.4	9.7	9.3	9.1	8.6	8.4	7.9	8.2	9.0	9.3	8.1	7.3	9.5		
	y	6.3	6.3	6.0	6.0	5.6	5.7	5.6	5.5	5.7	5.7	6.6	7.0	8.0	6.8	7.5	7.2		
	2D	9.8	9.9	10.5	11.2	11.2	10.9	10.7	10.2	10.1	9.7	10.5	11.4	12.3	10.5	10.5	11.9	10.6	
	2D(SD)	8.9	4.3	5.0	5.4	5.3	5.2	4.9	4.7	4.4	3.8	4.0	4.3	5.0	5.8	4.9	4.6	5.3	
Méthode A (Profil du dos, points anatomiques externes)	x	6.1	7.8	9.8	11.8	12.8	12.4	11.7	10.7	9.9	8.9	9.2	9.9	9.2	8.3	9.1	10.6		
	y	6.7	6.4	6.3	6.7	7.0	7.0	7.2	7.4	8.0	8.3	8.8	9.1	9.0	9.3	8.4	8.6	8.6	
	2D	9.1	10.1	11.7	13.6	14.6	14.2	13.7	13.0	12.8	12.2	12.1	13.0	13.4	13.1	11.8	12.5	13.6	12.6
	2D(SD)	4.0	4.4	5.5	6.7	7.1	6.9	6.6	6.4	6.5	6.5	6.5	6.8	6.7	6.7	5.6	5.7	5.9	6.3
Méthode B (Profil du dos, profil sternum points anatomiques)	x	5.6	6.5	7.8	8.9	9.6	9.5	9.4	9.5	9.9	10.1	9.8	10.1	9.4	7.8	7.5	8.4		
	y	6.5	6.3	6.1	6.1	6.5	6.6	6.8	7.1	8.0	8.3	8.6	9.4	9.9	10.9	9.8	9.4	9.3	
	2D	8.6	9.1	9.9	10.8	11.6	11.6	11.6	11.8	12.7	13.0	13.0	13.8	14.2	14.4	12.6	12.0	12.5	12.0
	2D(SD)	3.9	4.0	4.5	5.2	5.4	5.4	5.4	5.4	5.9	6.4	6.3	6.5	6.5	7.1	5.9	5.3	5.2	5.8

# Annexe C

## Complément au chapitre 7

L'annexe fournit l'ensemble des régressions nécessaires pour prédire les points internes du squelette longitudinal, tel que réalisé dans le Chapitre 7.

### C.1 Suite du Matériel et Méthode

#### C.1.1 Régressions utilisées pour prédire les centres intervertébraux du rachis cervical

TABLE C.1 – Moyennes et écarts-types des coordonnées t et d à utiliser pour la prédiction de la courbe cervicale

Inconnue	Moyenne	SD
$d^i nt_0$	10.63	13.92
$d^i nt_{0.2}$	9.84	10.71
$d^i nt_{0.4}$	8.91	9.37
$d^i nt_{0.6}$	5.67	8.79
$d^i nt_{0.8}$	2.64	6.30
$d^i nt_1$	-3.84	5.07
$d^i nt_{C1/C2}$	11.57	7.90
$d^i nt_{C7/T1}$	3.87	2.83
$t_{C1/C2}$	0.24	0.04
$t_{C7/T1}$	0.90	0.04

TABLE C.2 – Moyennes et écarts-types des abscisses curvilignes des centres intervertébraux le long de la courbe cervicale de C1/C2 à C7/T1.

Inconnue	Moyenne	SD
C1/C2	0.00	0.00
C3/C4	0.38	0.02
C4/C5	0.53	0.01
C5/C6	0.69	0.01
C6/C7	0.84	0.01
C7/T1	1.00	0.00

## **C.1.2 Régressions utilisées pour prédire les points du bassin**

TABLE C.3 – Prédicteurs et coefficients des régressions pour prédire les variables inconnues de la méthode MD. Les coefficients des régressions (Coeff) sont associés aux variables explicatives (Prédicteurs) portant la même lettre (A, B, C ou D). Les lignes surlignées correspondent aux régressions utilisées dans le Chapitre 7.

$r_i$	Définition	Prédicteur A	Prédicteur B	RMSE	$radj^2$	Coeff A	Coeff B	Constante
$r_1$	HJCr-ASISl	PW	FL	5.2	0.8	0.6	0.1	12.0
$r_2$	HJCr-FLE	PD	FL	6.7	0.9	0.3	0.8	-13.5
$r_3$	HJCr-PSISr	PW	PD	5.5	0.4	0.1	0.4	44.4
$r_4$	HJCr-MidASIS	PW	FL	5.0	0.6	0.1	0.2	12.7
$r_5$	HJCr-MidPSIS	PW	PD	4.6	0.6	0.2	0.5	41.9
$r_6$	HJCr-Origine	PW	FL	4.2	0.6	0.2	0.1	29.8
$r_7$	HJCl-ASISr	PW	FL	4.4	0.9	0.6	0.1	21.5
$r_8$	HJCl-FLE	PD	FL	7.3	0.9	0.4	0.8	-10.9
$r_9$	HJCl-PSISl	PW	PD	4.7	0.6	0.2	0.5	17.4
$r_{10}$	HJCl-midASIS	PW	FL	5.0	0.6	0.1	0.2	13.7
$r_{11}$	HJCl-midPSIS	PW	PD	4.3	0.7	0.2	0.5	32.3
$r_{12}$	HJCl-Origine	PW	FL	4.1	0.6	0.2	0.1	26.8
$r_{13}$	L5/S1-midASIS	PD		6.1	0.4	0.6		1.8
$r_{14}$	L5/S1-ASISr	PW	PD	4.5	0.7	0.3	0.4	8.6
$r_{15}$	L5/S1-ASISl	PW	PD	5.2	0.7	0.4	0.3	7.0
$r_{16}$	L5/S1-midPSIS	PW	PD	6.7	0.2	0.1	0.3	-4.4
$r_{17}$	Isch-midASIS	PW	PD	7.5	0.3	0.1	0.6	47.9
$r_{18}$	Isch-ASISr	PW	PD	6.5	0.6	0.4	0.4	43.4
$r_{19}$	Isch-ASISl	PW	PD	7.1	0.6	0.4	0.5	35.0
$r_{20}$	Isch-midPSIS	PW	PD	6.5	0.4	0.1	0.6	49.6
$r_{21}$	Isch-Origine	PW	PD	5.9	0.4	0.1	0.4	54.2

Note : Points estimés : HJCr/HJCl : centre de hanche droit/gauche, Isch : milieu des deux ischions, L5/S1 : centre articulaire entre L5 et S1. Points palpés ( $T_{ip}$ ) : ASISr/ASISl : épine iliaque antéro-supérieure droite/gauche, PSISr/PSISl : épine iliaque postéro-supérieure droite/gauche, FLE : épicondyle fémoral ipsilatéral, Origine : origine du repère bassin (barycentres des ASIS et PSIS), midASIS : milieu entre les deux ASIS, midPSIS : milieu entre les deux PSIS.

### **C.1.3 Régressions utilisées pour prédire les centres intervertébraux thoraciques et lombaires**

TABLE C.4 – Prédicteurs et coefficients des régressions pour prédire la courbe thoracique et lombaire interne. La méthode MD présentée au Chapitre 6 était plus précise pour prédire les points de la courbe interne et la méthode Md a été utilisée pour prédire la position de l'extrémité supérieure de la courbe C7/T1. Les coefficients des régressions (Coeff) sont associés aux variables explicatives (Prédicteurs) portant la même lettre (A, B, C ou D).

Inconnue	Prédicteur	Prédicteur	Prédicteur	Prédicteur	RMSE (mm)	$R^2$	$R^2_{adj}$	Coeff A	Coeff B	Coeff C	Coeff D	Constante
$D_0$	C7-T8	C7-IJ	$d_{0.6}^c$	D	4.8	0.7	0.7	0.192	0.275	0.304		-10.176
$D_{0.1}$	C7-IJ	$d_{0.1}^c$			4.9	0.8	0.8	0.484	0.858			-6.001
$D_{0.2}$	C7-IJ	Poids	$d_{0.2}^c$	$d_{0.4}^c$	5.7	0.6	0.6	0.400	0.231	0.979	-0.531	-11.293
$D_{0.3}$	C7-IJ	$d_{0.3}^c$	$d_{0.4}^c$		6.6	0.4	0.4	0.471	1.167	-0.944		-4.200
$D_{0.4}$	Poids				6.7	0.6	0.6	0.515				34.343
$D_{0.5}$	T8-PX	Poids			6.4	0.6	0.6	0.148	0.338			20.455
$D_{0.6}$	T8-PX	Poids			6.5	0.6	0.6	0.169	0.445			14.699
$D_{0.7}$	T8-PX	Poids			7.0	0.7	0.7	0.153	0.629			11.996
$D_{0.8}$	T8-PX	Poids			6.1	0.7	0.7	0.122	0.690			19.401
$D_{0.9}$	Poids				6.9	0.6	0.6	0.736				44.398
$D_1$	Poids				9.3	0.4	0.4	0.678				44.186
$d_{CT/T1}$	C7-IJ	Taille			4.0	0.6	0.6	0.336	0.016			-8.512
$t_{C7/T1}$	R	Ch			10.9	0.5	0.5	-1.018	0.066			0.997

Note : Définition des prédicteurs :  ${}^{uc}$  C7-IJ  ${}^{uc}$  : Distance entre C7 et IJ,  ${}^{uc}$   $d_{ij}^{ext}$   ${}^{uc}$  : coordonnées sur l'axe  $\mathbf{d}$  des points de la courbe du dos  $S^e$  pour  $t_i = [0.0, 0.1, \dots, 0.9, 1.0]$  (FIGURE. 6.1),  ${}^{uc}$  T8-PX  ${}^{uc}$  : Distance entre T8 et PX,  ${}^{uc}$  C7-T8  ${}^{uc}$  : distance entre C7 et T8,  $R$ ,  $C_h$  et  $CL_h$  sont décrits dans la FIGURE. 6.2, la taille est en mm le poids est en kg. L5/S1 n'est pas présenté dans cette table car il a été estimé à partir des prédicteurs du bassin.

## C.2 Suite des résultats

TABLE C.5 – Ecart moyen entre centres cervicaux estimés et centres cervicaux réels issus des reconstructions à partir des radiographies biplanes.

Inconnue	Résidu moyen	SD
C1/C2	10.2	5.6
C3/C4	10.1	6.8
C4/C5	9.2	6.2
C5/C6	8.4	5.4
C6/C7	7.4	4.6
C7/T1	7.5	4.6
Total	8.8	5.3

TABLE C.6 – Ecart moyen entre points du bassin estimés et points réels issus des reconstructions à partir des radiographies biplanes. L'erreur moyenne pour les centres de hanche droit et gauche est indiquée.

Point	Résidu moyen	SD
Centre de hanche	10.8	5.6
L5/S1	9.9	4.5
Milieu des ischions	11.1	6.8

TABLE C.7 – Erreurs standard d'estimation et écarts-types pour la prédiction des centres intervertébraux thoraciques et lombaires

	C7T1	T1T2	T2T3	T3T4	T4T5	T5T6	T6T7	T7T8	T8T9	T9T10	T10T11	T11T12	T12L1	L1L2	L2L3	L3L4	L4L5	L5S1	Total
x	4.2	4.7	5.1	5.6	5.9	6.1	6.1	6.2	6.2	6.2	6.2	6.4	6.7	7.3	7.5	6.7	6.6	4.0	
y	4.5	4.3	4.3	4.3	4.4	4.8	5.0	5.2	5.4	5.7	5.8	5.9	6.2	6.4	6.9	7.1	7.3	6.8	
2D	6.2	6.3	6.7	7.0	7.3	7.7	7.9	8.1	8.2	8.4	8.5	8.7	9.1	9.7	10.2	9.8	9.8	7.9	8.2
2D(SD)	3.2	3.1	3.2	3.2	3.6	3.8	3.8	3.8	4.0	4.1	4.2	4.4	4.8	5.3	5.6	5.0	4.7	4.7	4.3



# Annexe D

## Complément au chapitre 8

### D.0.1 Définition des points et plans de coupe utilisés pour la segmentation de l'enveloppe externe

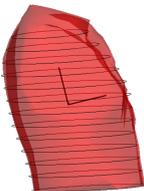
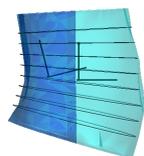
TABLE D.1 – Définitions sémantique et mathématique des points automatiquement repérés sur les silhouettes d'un individu et permettant de construire des plans de coupe.

Point	Définition sémantique	Définition mathématique/méthode
Ic	Point indiquant un changement de courbure sur le profil du crâne	Point pour lequel la valeur absolue du produit scalaire entre sa tangente et l'axe vertical est la plus petite
Ts	Point le plus saillant sur le profil du dos	Extremum local pour lequel la valeur absolue du produit scalaire entre sa tangente et l'axe vertical est la plus grande
Mt	Point le plus saillant du menton	Identification d'un changement de courbure sur la silhouette supérieur à $45^\circ$ dans le sens trigonométrique (méthode décrite dans Jiang <i>et al.</i> (2012))
IJ	Relief osseux au niveau du haut du sternum proche de l'incision jugulaire	Identification d'un changement de courbure sur la silhouette supérieur à $45^\circ$ dans le sens anti-trigonométrique (Jiang <i>et al.</i> , 2012)
T12	Hauteur de l'épineuse de T12	Coordonnée verticale de l'épineuse de T12, estimée à l'aide du modèle ACP sans palpation présenté au Chapitre 5
ASIS	Epines iliaques antéro-supérieures	Coordonnées des ASIS estimées à l'aide du modèle ACP sans palpation présenté au Chapitre 5
PSIS	Epines iliaques postéro-supérieures	Coordonnées des ASIS estimées à l'aide du modèle ACP sans palpation présenté au Chapitre 5
Ej	Entrejambe	Point identifié à l'aide de plans de coupe horizontaux successifs découpant le corps en sections (résultant en 1 section au-dessus de l'entrejambe et 2 sections en-dessous). La hauteur de l'entrejambe correspond à la transition entre 1 et 2 sections
Tib	Tubérosité tibiale	Minimum local sur le profil de la jambe dans le plan sagittal
Mall	Malléole médiale	Maximum local sur le profil de la jambe dans le plan sagittal

TABLE D.2 – Définition des plans de coupe utilisés pour segmenter l’enveloppe externe d’un individu.

Plans de coupe	Définition
Crâne/Zone floue	Plan de coupe passant par Ic et le point le plus antérieur de la section Zone floue/Cou, dont la normale est perpendiculaire à l’axe médio-latéral du repère global.
Zone floue/Cou	Identification de la première section en-dessous du menton (Mt) orientée selon le vecteur $\overrightarrow{St - Ts}$ qui peut être représentée par une ellipse (écart max : 1 cm)
Cou/Thorax	Identification de la première section au-dessus de IJ orientée selon le vecteur $\overrightarrow{St - Ts}$ qui peut être représentée par une ellipse (écart max : 1 cm)
Thorax/Abdomen	Plan de coupe passant par T12 et dont la normale est dirigée selon l’axe d’inertie principal du tronc
Abdomen Arrière/ Abdomen entier	Plan de coupe passant par les milieux des sections Thorax/Abdomen et Abdomen/Bassin, et dont la normale est perpendiculaire à l’axe y du repère Abdomen
Abdomen/Bassin	Plan passant par les ASIS et les PSIS
Bassin/Cuisses	Plan de coupe passant par l’entrejambe et les ASIS, dont la normale est perpendiculaire à l’axe antéro-postérieur du repère global
Cuisses/Genoux	Plan de coupe passant par le point Tib + 25%Li et dont la normale est l’axe d’inertie principal de la jambe
Genoux/Jambes	Plan de coupe passant par le point Tib et dont la normale est l’axe d’inertie principal de la jambe
Jambes/Pieds	Plan de coupe horizontal passant par le point Mall (Table D.1)

TABLE D.3 – Description des systèmes d’axes locaux pour le modèle sans palpation

Repère	Modèle sans palpation	Illustration
Repère crâne	$x$ : Vecteur reliant le barycentre du bout du nez au barycentre du crâne $y$ : Axe horizontal $z$ : $z \otimes x$ Origine : Barycentre du segment crâne	
Repère cou	$y$ : Axe $y$ du repère thorax $z$ : Axe principal d’un cylindre fitté au niveau du cou $x$ : $y \otimes z$ Origine : Barycentre du cylindre	
Repère thorax	$y$ : Grand axe moyen des ellipses fittées le long du thorax $z$ : Axe reliant les centroïdes des ellipses les plus hautes et basses $x$ : $y \otimes z$ Origine : Barycentre du segment thorax	
Repère Abdomen	<b>Abdomen entier (bleu clair)</b> $y$ : Grand axe moyen des ellipses fittées le long de l’abdomen $z$ : Axe reliant les centroïdes des ellipses les plus hautes et basses $x$ : $y \otimes z$ Origine : Barycentre du segment abdomen	
	<b>Abdomen Arrière (bleu foncé)</b> $y$ : Axe $y$ du repère Abdomen entier $z$ : Axe $z$ du repère thorax $x$ : $y \otimes z$ Origine : Barycentre du segment abdomen arrière	
Repère global/Repère bassin	$x$ : Axe reliant le milieu des PSIS au milieu des ASIS $y$ : $z \otimes x$ $z$ : Axe d’inertie principal du corps sans les bras Origine : Barycentre des ASIS et PSIS	
Repère Genou	$z$ : Axe reliant les centres des cercles fittés au moindre carré au niveau de la section cuisse et de la section genou (cercles noirs) $y$ : Axe médio-latéral du repère global $x$ : $y \otimes z$ Origine : Barycentre du segment genou	
Repère Jambe	$z$ : Axe reliant les centres des cercles fittés au moindre carré au niveau de la section genou et de la section pied (cercles noirs) $y$ : Axe $y$ du repère genou $x$ : $y \otimes z$ Origine : Barycentre de la section défini par le plan de coupe Jambe/Pied	

## D.0.2 Définition des variables explicatives externes candidates

### *Variables explicatives candidates pour prédire $d_i^{int}$ et $D_i$*

Comme au chapitre 6, plusieurs hypothèses ont été faites afin d'établir une liste de mesures externes qui pourraient expliquer les variations des distances  $D^i$  :

- Hypothèse a : les distances entre la surface du dos et la colonne vertébrale dépendent de la taille du sujet (Drerup, 2014). Des variables externes décrivant les variations de la forme du dos dans la direction verticale ont donc été considérées :
  - Taille du sujet
  - Hauteur du segment thorax (entre les centres des sections cou et thorax)
  - Hauteur du segment abdomen (entre les centres des sections thorax et bassin)
  - Hauteur du dos (entre les centres des sections cou et bassin)
  - Longueurs développées de la courbe  $S^e$  ( $L_{dev}^e$ )
  - Longueur développée de la courbe  $S^{COM}$  allant du barycentre de la tête au barycentre du bassin ( $L_{dev}^{COM}$ )
  - Longueur développée de la courbe  $S^{COMs}$  délimitée par les sections du cou et du bassin ( $L_{dev}^{COMs}$ )
  
- Hypothèse b : les distances entre la surface du dos et la colonne vertébrale varient en fonction de paramètres caractéristiques de la profondeur et de la position du thorax :
  - Position de la ligne de gravité
  - $d_i^e$
  - $D_i^{COM}$
  
  - Profondeur de la section entre le cou et le thorax (Prof cou)
  - Profondeur de la section entre le thorax et l'abdomen (Prof thorax)
  - Poids
  
- Hypothèse c : la position antéro-postérieure du rachis dépend de caractéristiques du bassin :
  - Largeur de la section du bassin
  - Profondeur de la section du bassin (prof bassin)

### **Bassin**

#### *Centres de hanche, ischions*

- Hypothèse a : La position des points internes du bassin dépend des dimensions principales du bassin (et de l'abdomen pour L5/S1) :
  - B1 : Largeur : distance inter ASIS
  - B2 : Largeur : distance entre le milieu des PSIS et le milieu des ASIS
  - B3 : Hauteur : distance entre l'entrejambe et le barycentre entre les ASIS et les PSIS
  - B4 : Barycentre du segment bassin
  - B5 : Barycentre du segment abdomen

- Hypothèse b : La position des points internes du bassin dépend de la longueur du fémur (Harrington *et al.*, 2007, Peng *et al.*, 2015), elle-même corrélée à la taille :
  - B6 : Longueur du fémur
  - B7 : Taille
- Hypothèse c : La position des points internes du bassin dépend de la posture du sujet
  - B8 : Position du centre de pression du corps (projection de la ligne de gravité dans le plan transverse)

### Jambes *Centres des genoux, centres des chevilles*

- Hypothèse a : la position du centre du genou peut dépendre de la forme du segment genou
  - G1 : Barycentre du volume genou
  - largeur (G2) /profondeur (G3) des sections qui limitent de part et d'autre le volume du genou
  - G4 : Hauteur du segment genou
  - G5 : Barycentre de la section supérieure du genou
  - G6 : Barycentre de la section inférieure du genou
- Hypothèse b : la position du centre du genou dépend de la forme de la jambe et de la cuisse :
  - G7 : Barycentre du segment jambe
  - G8 : Longueur de la jambe
  - B5 : Longueur de la cuisse
- La position du centre de la cheville peut dépendre de la forme du pied et des longueurs des segments du membre inférieur :
  - C1 : Barycentre du pied
  - G7 : Barycentre du segment jambe
  - C2 : Longueur de la jambe
  - C3 : Longueur du pied

### D.0.3 Régressions utilisées pour prédire les points anatomiques internes

TABLE D.4 – Moyennes et écarts-types des coordonnées t et d à utiliser pour la prédiction de la courbe cervicale (méthode sans palpation)

Inconnue	Moyenne	SD
$d^i nt_0$	-0.8	9.1
$d^i nt_{0.2}$	0.9	6.9
$d^i nt_{0.4}$	2.5	5.5
$d^i nt_{0.6}$	4.0	5.3
$d^i nt_{0.8}$	4.5	5.6
$d^i nt_1$	4.3	4.8
$d^i nt_{C1/C2}$	5.3	4.4
$d^i nt_{C7/T1}$	4.8	3.6
$t_{C1/C2}$	0.4	0.1
$t_{C7/T1}$	1.3	0.1

TABLE D.5 – Prédicteurs et coefficients des régressions pour prédire la courbe thoracique et lombaire interne. Les coefficients des régressions (Coeff) sont associés aux variables explicatives portant la même lettre (A, B, C ou D).

Inconnue	Prédicteur	Prédicteur	Prédicteur	Prédicteur	Prédicteur	RMSE (mm)	$R^2$	$R^2_{adj}$	Coeff A	Coeff B	Coeff C	Coeff D	Constante
$D_0$	Prof cou	$d_{0,0}^e$				4.8	0.7	0.7	0.34	-0.57			-5.59
$D_{0,1}$	Poids	$d_{0,1}^e$				4.9	0.8	0.8	0.26	-0.59			8.01
$D_{0,2}$	$d_{0,2}^e$	$d_{0,2}^{COM}$	$L_{dev}^{COM}$			5.7	0.6	0.6	-0.73	0.93	0.08		-43.86
$D_{0,3}$	$d_{0,3}^e$	$d_{0,3}^{COM}$	$L_{dev}^{COM}$	$L_{dev}^{COMs}$		6.6	0.4	0.4	-0.43	0.66	0.37	-0.38	-48.82
$D_{0,4}$	Prof bassin	$L_{dev}^{COM}$	$L_{dev}^{COMs}$			6.7	0.6	0.6	0.12	0.39	-0.42		-29.39
$D_{0,5}$	Prof thorax	Poids				6.4	0.6	0.6	0.13	0.30			25.90
$D_{0,6}$	Prof thorax	Poids				6.5	0.6	0.6	0.14	0.44			21.56
$D_{0,7}$	Prof thorax	Poids				7.0	0.7	0.7	0.13	0.54			23.24
$D_{0,8}$	Prof bassin	Poids	$d^{COM}_{0,8}$			6.1	0.7	0.7	0.11	0.58	0.28		22.61
$D_{0,9}$	Poids	$d_{0,9}^e$	$d^{COM}_{0,9}$			6.9	0.6	0.6	0.23	-0.38	0.79		32.79
$D_1$	$d_1^e$	$d^{COM}_1$				9.3	0.4	0.4	-0.65	0.70			16.69
$d_{CT/T1}$	Prof bassin	$d^{COM}_1$				4.0	0.6	0.6	-0.06	0.85			19.22
$t_{C7/T1}$	R	Ch				10.9	0.5	0.5	-0.38	0.16			0.39

TABLE D.6 – Prédicteurs et coefficients des régressions pour prédire les points internes du bassin. Les coefficients des régressions (Coeff) sont associés aux variables explicatives (Préd) portant la même lettre (A, B, C ou D).

Inconnue		Préd A	Préd B	Préd C	RMSE (mm)	$R_{adj}^2$	Coeff A	Coeff B	Coeff C	Constante
Centre de hanche droit	x	$B4_x$			8.4	0.3	0.48			22.59
	y	B1	$B4_y$	B6	6.0	0.5	-0.14	1.07	-0.09	-20.28
	z	$B4_z$	B6	B7	7.5	0.4	1.11	-0.33	0.08	-25.08
	3D				12.8					
Mid ischions	x	$B4_x$	$B8_x$		9.6	0.4	0.48	0.33		-14.30
	y	$B4_y$			6.8	0.1	0.47			-2.34
	z	$B4_z$	B6	B7	6.7	0.6	1.50	-0.28	0.05	-31.60
	3D				13.7					
Centre de hanche gauche	x	$B8_x$			8.7	0.1	0.48			22.59
	y	$B8_y$			5.2	0.3	1.08	-0.04		-28.69
	z	$B8_z$	$B5_z$		9.2	0.1	1.11	-0.33	0.08	-25.08
	3D				13.7					

TABLE D.7 – Prédicteurs et coefficients des régressions pour prédire les centres des genoux et des chevilles. Les coefficients des régressions (Coeff) sont associés aux variables explicatives (Préd) portant la même lettre (A, B, C ou D).

Inconnue		Préd A	Préd B	Préd C	RMSE (mm)	$R_{adj}^2$	Coeff A	Coeff B	Coeff C	Constante
Centre du genou	x	$G7_x$			3.5	0.5	-0.25			-5.21
	y	$G6_y$			2.8	0.5	-0.71			0.97
	z	G4	G8	G9	4.0	0.3	1.26	-0.41	0.11	3.20
	3D				5.9					
Centre des chevilles	x	$B4_x$	$B8_x$		3.5	0.3	0.70			3.60
	y	$B4_y$			2.0	0.2	0.31	-0.11		2.40
	z	$B4_z$	B6	B7	2.1	0.3	0.28			4.20
	3D				4.6					

# Communications associées

## Publications

Nérot A., Skalli W., Wang X. A preliminary study on the realism of digital human manikins used for ergonomics simulation, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*17 : Suppl, 2015 (Conference paper 38th congress of the Société de Biomécanique)

Nérot A., Skalli W., Wang X. An assessment of the realism of digital human manikins used for simulation in ergonomics. *Ergonomics*, 58(11) :1897-909, 2015

Nérot A., Choisne J., Amabile C., Travert C., Pillet H, Wang X. and Skalli W. A 3D reconstruction method of the body envelope from biplanar X-rays : Evaluation of its accuracy and reliability. *Journal of biomechanics*, 48(16) :4322-6, 2015

Nérot A., Wang, X. Pillet H., Skalli W. Estimation of hip joint center from the external body shape : a preliminary study, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*18 : Suppl, 2015 (Conference paper 39th congress of the Société de Biomécanique)

Nérot A., Skalli W., Wang X. A PCA analysis of the relationship between the external body shape and internal skeleton for the upper body. Submitted to *Journal of Biomechanics*, under review, 2016

Amabile C., Choisne J. Nérot A., Skalli W. Determination of a new uniform thorax density representative of the living population from 3D external body shape modeling. *Journal of Biomechanics*, 49(7), 2016

## Communications orales

Nérot A., Skalli W., Wang X. A preliminary study on the realism of digital human manikins used for ergonomics simulation. 39ème congrès de la Société de Biomécanique, Valenciennes.

Nérot A., Choisne J., Amabile C., Wang X., Pillet H., Skalli W. A new 3D reconstruction method of the body envelope from biplanar x-rays. 25th congress of the International Society of Biomechanics, Glasgow 2016.

Nérot A., Wang, X. Pillet H., Skalli W. Estimation of hip joint center from the external body shape : a preliminary study. 39ème congrès de la Société de Biomécanique, Paris.

Nérot A. Internal-external relationship to build a kinematic model. 2nd BOHNES Colloquium, Lyon 2016.

Nérot A., Skalli W., Wang X. Prediction of joint centers location from a statistical body shape model. 4th International Digital Human Modeling Symposium, Montreal 2016.

Nérot A., Wang X, Skalli W. Markerless prediction of joint centers location from external geometric parameters. 22ndcongress of the European Society of Biomechanics, Lyon 2016.

## MODELISATION GEOMETRIQUE PERSONNALISEE DU CORPS HUMAIN (EXTERNE ET INTERNE) A PARTIR DE DONNEES EXTERNES

Mots clés : Mannequins numériques, Analyse en composantes principales, Régressions multilinéaires, Centres articulaires, Radiographies biplanes

Les modèles humains numériques (également appelés mannequins numériques) sont devenus des outils indispensables à l'étude de la posture et du mouvement dans de nombreux domaines de la biomécanique visant des applications en ergonomie ou dans le domaine clinique. Ces modèles intègrent une représentation géométrique de la surface du corps et un squelette filaire interne composé de segments rigides et d'articulations assurant leur mise en mouvement. La personnalisation des mannequins s'effectue d'abord sur les dimensions anthropométriques externes, servant ensuite de données d'entrée à l'ajustement des longueurs des segments du squelette en interne. Si les données externes sont de plus en plus facilement mesurables à l'aide des outils de scanning 3D actuels, l'enjeu scientifique est de pouvoir prédire des points caractéristiques du squelette en interne, comme la position des centres articulaires, à partir de données uniquement externes. L'Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak (Arts et Métiers ParisTech) a développé des méthodes de reconstruction des os et de l'enveloppe externe à partir de radiographies biplanes obtenues avec le système basse dose EOS. En s'appuyant sur cette technologie, ce projet de doctorat vise à proposer de nouvelles relations externes-internes pour prédire la position de points caractéristiques du squelette interne, incluant des centres articulaires et d'autres points anatomiques osseux, à partir de données uniquement externes. Au cours de ce travail, de nouvelles relations statistiques externes-internes ont été proposées pour prédire des points du squelette longitudinal, en particulier l'ensemble des centres articulaires du rachis, à partir d'une base de données de 80 sujets. Ces relations ont été évaluées à partir des acquisitions d'un body scanner. L'application de ce travail pourrait permettre d'améliorer le réalisme des modèles numériques actuels en vue de mener des analyses biomécaniques, principalement en ergonomie, nécessitant des informations dépendant de la position des articulations comme les mesures d'amplitude de mouvement et de charges articulaires.

## SUBJECT-SPECIFIC GEOMETRIC MODELING OF THE HUMAN BODY (EXTERNAL AND INTERNAL) FROM EXTERNAL DATA

Keywords: Digital human models, Principal component analysis, Multilinear regression, Joint centers, Biplanar X-rays

Digital human models (also called digital manikins) have become instrumental tools in the analysis of posture and motion in many areas of biomechanics, including ergonomics and clinical settings. These models include a geometric representation of the body surface and an internal linkage composed of rigid segments and joints allowing simulation of human movement. The customization of human models first starts with the adjustment of external anthropometric dimensions, which are then used as input data to the adjustment of internal skeletal segments lengths. While the external data points are more readily measurable using current 3D scanning tools, the scientific challenge is to predict the characteristic points of the internal skeleton, such as the position of the joint centers, from external data only. The LBM/Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak (Arts et Métiers ParisTech) has developed 3D reconstruction methods of bone and external envelope from biplanar radiographs obtained from the EOS system (EOS Imaging, Paris), a low radiation dose technology. This PhD aims to propose new external-internal relationship to predict the position of characteristic points of the internal skeleton, including joint centers and other anatomical bony landmarks, from external data points. This work allowed proposing new external-internal statistical relationships to predict points of the longitudinal skeleton, particularly the complete set of spine joint centers, from a database of 80 subjects. These relationships were evaluated using the acquisitions of a body scanner. The implementation of this work could improve the realism of current digital human models used for biomechanical analysis requiring information of joint center location, such as the estimation of range of motion and joint loading.