



HAL
open science

In vivo 3D geometrical modeling of the human trunk using EOS X-Ray system

Samuel Bertrand

► **To cite this version:**

Samuel Bertrand. In vivo 3D geometrical modeling of the human trunk using EOS X-Ray system. Engineering Sciences [physics]. Arts et Métiers ParisTech, 2005. English. NNT : 2005ENAM0020 . pastel-00001505

HAL Id: pastel-00001505

<https://pastel.hal.science/pastel-00001505>

Submitted on 19 Dec 2005

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.

Ecole Nationale Supérieure d'Arts et Métiers
Centre de Paris

THÈSE

présentée pour obtenir le grade de

DOCTEUR
de
L'ÉCOLE NATIONALE SUPÉRIEURE
D'ARTS ET MÉTIERS

Spécialité : Biomécanique

par

Samuel BERTRAND

MODELISATION GEOMETRIQUE 3D *IN VIVO* DU TRONC HUMAIN
A PARTIR DE L'IMAGEUR BASSE DOSE EOS

soutenue le 17 octobre 2005 devant le jury composé de

| | | | | |
|-----|-------|----------|---|---------------|
| M. | P. | CHABRAND | Professeur à l'Université de la Méditerranée, Marseille | Examineur |
| M. | P. | GORCE | Professeur à l'Université de Toulon et du Var | Rapporteur |
| M. | D. | MITTON | Maître de Conférences à l'ENSAM Paris | Directeur |
| M. | R. | MOLLARD | Professeur à l'Université de Paris V | Rapporteur |
| Mme | W. | SKALLI | Professeur à l'ENSAM, Paris | Co-Directrice |
| M. | J.-P. | VERRIEST | Directeur de Recherche à l'INRETS, Lyon | Examineur |
| M. | J.A. | DE GUISE | Professeur à l'ETS, Montréal | Membre invité |
| M. | J.-Y. | LE COZ | Directeur Politique Sécurité Renault, Guyancourt | Membre invité |
| M. | F. | LAVASTE | Professeur à l'ENSAM, Paris | Membre invité |

*« Je te louerai de ce que,
d'une si redoutable manière,
je suis fait si merveilleusement.
Tes œuvres sont prodigieuses,
et mon âme le sait parfaitement. »*

*David, Roi de l'Israël Antique
XI^e s. av. J.-C.*

Remerciements

Ces lignes sont pour moi l'occasion d'exprimer toute ma reconnaissance et ma sympathie à toutes les personnes avec qui j'ai eu la joie de collaborer dans le cadre de cette thèse de doctorat. Je le reconnais bien humblement l'intégralité de ce travail n'a pu être réalisée que grâce à la contribution de chacun d'eux. Je souhaite ainsi remercier :

David MITTON, maître de conférences au LBM, directeur de cette thèse, pour toute l'attention qu'il a portée à mon travail, ses conseils avisés, sa très grande disponibilité, sa gentillesse et sa prévoyance.

Le Pr. Wafa SKALLI, directrice adjointe du LBM, co-directrice de cette thèse, pour la pertinence de ses remarques et ses conseils, son support et ses encouragements.

Le Pr. François LAVASTE, directeur du LBM, pour m'avoir accueilli dans son laboratoire et soutenu afin que je puisse réaliser cette thèse.

Le Pr. Régis MOLLARD et le Pr. Philippe GORCE pour avoir accepté d'être rapporteurs et pour l'intérêt qu'ils ont porté à mon travail.

Jean-Pierre VERRIEST, Directeur de Recherche à l'INRETS, coordinateur du Projet Humos 2, pour avoir accepté d'être membre du jury, mais aussi pour son bon accueil au sein de toute l'équipe du Projet HUMOS 2.

Le Pr. Patrick CHABRAND pour avoir accepté d'être membre du jury.

Sébastien LAPORTE, maître de conférences au LBM, pour m'avoir fait profiter de ses compétences en reconstruction 3D, et pour son travail antérieur à cette thèse qui a largement contribué à la réalisation de mon doctorat.

Le Pr. Gabriel KALIFA, le Pr. Jean DUBOUSSET pour leur soutien en particulier concernant l'enregistrement officiel du protocole CCPPRB.

Le Dr. Jean-Yves LE COZ, le Pr. Jacques DE GUISE et le Pr. François LAVASTE pour avoir accepté de faire partie du jury en tant que membres invités.

Le Dr. Laurent DELACHERIE pour son aide très précieuse au cours de toutes les mesures sur volontaires réalisées, sa contribution pour la mise en place du protocole, sa gentillesse et sa constante bonne humeur.

Le Dr. Dominique BONNEAU et le Dr. Gilles CHEMOUL pour leur aide précieuse pour la mise en place du protocole et leur regard admiratif et passionné sur la belle construction qu'est le corps humain.

Cédric FEDELICH, technicien au LBM, pour sa contribution lors des mesures in vivo, son soutien technique dans différents domaines, et pour toutes les reconstructions 3D qu'il a effectuées et qui ont largement contribué à la constitution de la base de données géométriques.

Ivan KOJADINOVIC, maître de conférences à l'Ecole Polytechnique de l'Université de Nantes, pour son aide très précieuse, pour m'avoir fait profiter de ses compétences en analyse statistique, et pour sa disponibilité et sa simplicité. Sans oublier ses élèves Sabrina LABY, Arnaud JARDIN, Magalie DELEPINE et Jérôme COHONNER.

Benjamin AUBERT, programmeur au LBM, qui m'a fait bénéficier de ses compétences en reconstruction 3D.

Le Dr. Stefan PARENT, pour sa contribution pour l'étude de répétabilité de la reconstruction de la cage thoracique.

Thierry SERRE, chargé de recherche à l'Université de Méditerranée, coordinateur du Workpackage 1 du projet HUMOS 2 et pour m'avoir agréablement accueilli dans l'équipe de recherche du WP1 et pour sa gentillesse.

Karine BRUYERE, Philippe VEZIN et tout le consortium du Projet HUMOS 2 pour m'avoir intégré dans ce projet européen.

La société BIOSPACE Instruments, et en particulier Irène DORION et Pascal DESAUTE pour la formation dont ils m'ont fait profiter en imagerie et pour leurs efforts qui ont permis la réalisation des mesures stéréoradiographiques in vivo dans de bonnes conditions.

L'équipe du Laboratoire de recherche en Imagerie et Orthopédie dirigée par Jacques de Guise pour leur apport précieux à la conception du logiciel IdefX, outil essentiel à la réalisation de mes travaux.

Jean-Marc SURVILLE, LECTRA pour son accueil et son expérience en bodyscanning.

Renée SAINTONGE, Nicolas CHAMPAIN, Laurent NODE-LANGLOIS, Anthony LEBRAS, Raphaël DUMAS, Yoann LAFON, Gaëlle BOURCEREAU, Vincent POMERO, Matthieu MARTINET, Maxime CHAUVET, Rita ASSAF et tous les autres étudiants ou

stagiaires qui m'ont aidé directement ou que je suis venu déranger à un moment ou à un autre durant ma thèse.

Elizabeth PROUTEAU, responsable informatique au LBM, pour son efficacité et sa grande disponibilité.

Mohamed MARHOUM, responsable du fonds documentaire au LBM, pour son organisation et son aide précieuse pour toute recherche bibliographique.

Vanessa VALMINOS, Patricia SIASSIA, et Christophe CANU, secrétaires du LBM, pour leur aide et leur bonne humeur.

Marie-Christine VAYSSET, Directrice des ressources humaines, M. Joachim RAMS, Directeur Général et le reste de l'équipe de la SERAM pour leur aide dans différents domaines.

Je tiens aussi à remercier toutes les personnes à qui j'ai eu affaire pour la mise en place du protocole CCPPRB.

Je tiens bien sûr à exprimer une pensée chaleureuse et pleine de reconnaissance pour l'ensemble des volontaires qui ont bien voulu se prêter à notre protocole et contribué du même coup au bon déroulement de cette thèse.

Enfin, ma famille et mes amis qui m'ont encouragé durant les périodes les plus difficiles.

Table des matières

| | |
|--|------------|
| REMERCIEMENTS | III |
| TABLE DES MATIERES | VII |
| INTRODUCTION | 1 |
| CHAPITRE 1 REVUE BIBLIOGRAPHIQUE | 4 |
| 1. Connaissance géométrie interne et externe | 4 |
| 1.1 Morphométrie du rachis | 4 |
| 1.2 Morphométrie du Bassin | 7 |
| 1.3 Morphométrie des Côtes et de la Cage Thoracique | 9 |
| 1.4 Anthropométrie | 12 |
| 1.5 Morphométrie et anthropométrie combinées | 13 |
| 1.6 Conclusion | 13 |
| 2. Modélisation géométrique 3D <i>in vivo</i> du tronc | 14 |
| 2.1 Géométrie interne | 14 |
| 2.2 Géométrie externe | 24 |
| 2.3 Conclusion | 25 |
| 3. Relations entre mesures anthropométriques et morphométriques | 27 |
| 3.1 Relations Externe/Externe | 27 |
| 3.2 Relations Externe-Interne | 31 |
| 3.3 Relations Interne-Interne | 34 |
| 3.4 Conclusion | 35 |
| 4- Synthèse et objectifs de la thèse | 36 |
| CHAPITRE 2 MATERIELS ET METHODES | 37 |
| 1. Recrutement des volontaires | 37 |
| 1.1 Population de sujets volontaires mesurés | 37 |
| 1.2 Enregistrement légal du protocole | 38 |
| 2. Protocoles de mesures anthropométriques et stéréoradiographiques | 39 |
| 2.1 Mesures externes | 39 |
| 2.2 Mesures internes | 39 |
| 3. Analyse statistique | 42 |
| 3.1 Modèles linéaires simple et multiple | 42 |
| 3.2 Qualité d'un modèle statistique | 43 |
| 3.3 Sélection de modèles optimaux | 44 |

| | | |
|-------------------|--|-----------|
| CHAPITRE 3 | CONSTITUTION D'UNE BASE DE DONNEES ANTHROPOMETRIQUES (EXTERNES) ET MORPHOMETRIQUES (INTERNES) | 45 |
| 1 | Introduction | 45 |
| 2 | Matériels et méthodes | 46 |
| 2.1 | Protocole de mesures externes | 47 |
| 2.2 | Protocole de mesures internes | 50 |
| 2.3 | Exploitation des données collectées | 53 |
| 3 | Résultats | 54 |
| 3.1 | Dimensions externes | 54 |
| 3.2 | Dimensions internes | 56 |
| 3.3 | Résultats globaux | 63 |
| 4 | Discussion | 64 |
| 5 | Conclusion | 67 |
| CHAPITRE 4 | RELATIONS ENTRE DIMENSIONS CORPORELLES EXTERNES ET INTERNES | 68 |
| 1. | Introduction | 68 |
| 2. | Matériels et méthodes | 69 |
| 2.1 | Base de données géométriques | 70 |
| 2.2 | Analyse statistique | 70 |
| 2.3 | Evaluation des modèles anthropométriques | 73 |
| 3. | Résultats | 74 |
| 3.1 | Modèles anthropométriques EXT/EXT | 74 |
| 3.2 | Modèles anthropométriques EXT/INT | 79 |
| 3.3 | Résultats globaux | 83 |
| 4. | Discussion | 84 |
| 5. | Conclusion | 86 |
| CHAPITRE 5 | PRESENTATION ET EVALUATION DE LA METHODE DE RECONSTRUCTION 3D DE LA CAGE THORACIQUE | 87 |
| 1. | Introduction | 87 |
| 2 | Matériels et méthodes | 88 |
| 2.1 | Sujets | 88 |
| 2.2 | Reconstruction tridimensionnelle | 88 |
| 2.3 | Morphométrie à partir de la reconstruction 3D | 90 |
| 2.4 | Méthode d'évaluation: répétabilité intra-opérateur et reproductibilité inter-opérateur | 92 |
| 3. | Résultats | 93 |
| 3.1 | Répétabilité intra et reproductibilité inter opérateur | 93 |

| | |
|--|------------|
| 3.2 Morphométrie de la cage thoracique | 95 |
| 4. Discussion | 97 |
| 5. Conclusion | 100 |
| DISCUSSION GENERALE | 101 |
| Choix des objectifs globaux de la thèse | 101 |
| Apports de la thèse et Discussion des résultats | 102 |
| Constitution d'une base de données géométriques | 102 |
| Relations anthropométriques | 103 |
| Reconstruction 3D stéréoradiographique de la cage thoracique | 104 |
| CONCLUSION GENERALE ET PERSPECTIVES | 105 |
| INDEX | 107 |
| Index des Figures | 107 |
| Index des Tableaux | 111 |
| REFERENCES | 113 |

LISTE DES ABRÉVIATIONS ET DES SIGLES

| | |
|-------------------------------|---|
| 3D | tridimensionnel |
| 5° F | Sujet 5ème percentile féminin |
| 50° M | Sujet 50ème percentile masculin |
| 95° M | Sujet 95ème percentile masculin |
| BMI | ou IMC : Indice de Masse Corporelle (<i>Body Masse Index</i>) |
| CCPPRB | Comité Consultatif pour la Protection des Personnes se prêtant à une Recherche Biomédicale (Comité d'éthique) |
| CT-scan | Tomodensitométrie |
| DLT | Algorithme <i>Direct Linear Transformation</i> |
| EIAS | Epine Iliaque Antéro-Supérieure |
| EIPS | Epine Iliaque Postéro-Supérieure |
| EPD | Profondeur du plateau vertébral (u : plateau sup., l : plateau inf.) |
| EPW | Largeur du plateau vertébral (u : plateau sup., l : plateau inf.) |
| EOS™ | Système de stéréoradiographie basse dose (Biospace Instruments, Paris) |
| EXT/EXT | Relation(s) entre dimension(s) corporelle(s) externe(s) |
| EXT/INT | Relation(s) entre dimension(s) corporelle(s) externe(s) et interne(s) |
| INT/INT | Relation(s) entre dimension(s) corporelle(s) interne(s) |
| IRM | Imagerie par Résonance Magnétique |
| Mean.Res | Moyenne des résidus (<i>Mean Residuals</i>) |
| MidM | Morphotype sujets masculins de taille moyenne (<i>Middle-sized Males</i>) |
| MMT | Machine à Mesurer Tri-dimensionnelle |
| NSCC | Contour Non Stéréo-Correspondant (<i>Non Stereo-Corresponding Contour</i>) |
| NSCP | Point Non Stéréo-Correspondant (<i>Non Stereo-Corresponding Point</i>) |
| R ² | Coefficient de détermination |
| R ² _{adj} | Coefficient de détermination ajusté |
| SA | Méthode Sémi-Automatique (<i>Semi-automated method</i>) |
| SCP | Point Stéréo-Correspondant (<i>Stereo-Corresponding Point</i>) |
| SD | Ecart-type (<i>Standard Deviation</i>) |
| SEE | Erreur Standard de l'Estimation (<i>Standard Error of Estimate</i>) |
| SHPM | Sujet Humain Post-Mortem |
| SmallF | Morphotype sujets féminins de petite taille (<i>Small Females</i>) |
| SPI | Indice de pénétration rachidienne (<i>Spinal Penetration Index</i>) |
| TallM | Morphotype sujets masculins de grande taille (<i>Tall Males</i>) |
| VBHm | Hauteur médiane du corps vertébral |

Introduction

Le développement de dispositifs en sécurité passive nécessite des outils capables de prédire les risques lésionnels pour un usager impliqué dans un accident de la route. Ces outils ont été pendant longtemps représentés uniquement par des mannequins physiques. Le plus répandu est le mannequin Hybrid III développé initialement par General Motors (1976). Les mannequins physiques sont régulièrement utilisés en recherche et développement pour la sécurité automobile, ainsi que dans des tests d'évaluation normalisés (notamment par la réglementation européenne ECE).

Il existe aujourd'hui toute une gamme de mannequins représentatifs de différentes catégories d'individus (adultes, enfants, hommes, femmes, diverses tailles et corpulences, femme enceinte...). Toutefois, essentiellement trois mannequins (HYBRID III – FTSS, Plymouth, USA) sont utilisés dans le cadre des crash-tests normalisés à savoir : le mannequin 5^e percentile femme (femme de petite stature), le mannequin 50^e percentile homme (homme de stature moyenne), et le mannequin 95^e percentile homme (homme de grande stature). Ainsi, les concepteurs sont contraints de valider leurs dispositifs de protection du passager à l'aide de crash-tests réalisés pour ces trois mannequins.

L'évolution des outils informatiques et l'accroissement des capacités de calcul ont ensuite permis aux concepteurs d'intégrer, dans le processus global de conception, des méthodes de simulation numérique. Depuis le début des années 90, des modèles numériques en corps rigides ont également été développés, et font aujourd'hui partie intégrante des procédures de simulation de choc automobile. Ces modèles sont essentiellement des répliques numériques des mannequins physiques. La biofidélité de ces mannequins numériques est ainsi limitée par celle de leur équivalent physique.

Des modèles en éléments finis du corps humain (plus détaillés et biofidèles) ont également été développés en parallèle. Toutefois, ces derniers représentent principalement un sujet masculin de taille moyenne (50^e percentile homme). Afin d'améliorer la biofidélité des modèles numériques et leur validité pour différentes catégories morphologiques de la population, il paraît important de permettre une *personnalisation géométrique* de ces modèles. Cet objectif s'inscrit dans le projet européen HUMOS 2¹ qui vise globalement à améliorer la sécurité routière en développant un jeu de modèles très détaillés du corps humain. L'objectif étant d'obtenir des modèles le plus proche possible non plus des mannequins physique mais du corps humain.

Directement lié à l'aspect personnalisation géométrique des modèles numériques, un groupe de travail spécifique de ce projet (*Workpackage 1*) a pour objet d'accroître notre connaissance des géométries tant externes qu'internes du corps humain afin d'obtenir à partir du modèle précédent (issu du projet HUMOS modèle homme de taille moyenne) des modèles 5^e percentile femme et 50^e et 95^e percentiles homme, et de concevoir une méthode permettant d'obtenir des modèles numériques adaptables à des morphologies multiples.

Ces modèles de corps humain peuvent être divisés chacun en quatre sous-groupes anatomiques : l'ensemble tête-cou, le tronc, les membres supérieures et les membres inférieurs.

¹ Projet Growth GRD2-2001-50053. Partenaires : INRETS, Chalmers University of Technology, Technical University of Eindhoven, ESI, Faurecia, University of Heidelberg, SERAM, Mecalog, Université de Méditerranée, LMU, PSA, REGIENOV Renault, TNO, Volvo, Volkswagen (Site web : <http://humos2.inrets.fr>, dernier accès : août 2005).

Parmi ces quatre sous-groupes, le *tronc* a fait l'objet d'une attention privilégiée en sécurité passive (ceinture, siège, air-bag...). Le tronc regroupe le thorax, l'abdomen, et le bassin, et, du fait de son inertie, est largement sollicité lors d'un choc automobile. De plus, étant le siège d'organes vitaux, le tronc doit faire l'objet d'une attention particulière.

Dans un contexte plus médical, depuis le milieu des années 80, des outils de personnalisation géométrique *in vivo* des os du tronc ont été développés.

Ces outils nécessitent la prise d'une paire de radiographies face et profil sur un patient lors d'un examen radiologique à l'aide d'un dispositif de stéréoradiographie (calibrage sur plateau tournant, système EOSTM...). A partir des radiographies face et profil, des méthodes de *reconstruction tridimensionnelle* fournissent une modélisation géométrique personnalisée de certains os du tronc.

En particulier, des méthodes de reconstruction du rachis ont fait l'objet de plusieurs évaluations et sont depuis longtemps utilisées couramment par certains services de radiologie comme outil d'aide au traitement de pathologies rachidiennes (Andre *et coll.*, 1994; Aubin *et coll.*, 1997; Mitton *et coll.*, 2000; Pomero *et coll.*, 2004). Des études se sont intéressées à la reconstruction du bassin (Gauvin *et coll.*, 1998; Laporte, 2002) et du thorax (Benameur, 2004; Dansereau et Stokes, 1988; Laporte *et coll.*, 2004b). Ces méthodes constituent des outils précieux pour l'exploration *in vivo* de structures internes du corps humain, et pourront être utilisées dans le cadre de la préoccupation de personnalisation géométrique de modèles numériques.

L'objectif global de cette thèse était donc d'apporter une connaissance plus approfondie des géométries tant externes qu'internes du tronc humain en vue de contribuer à la personnalisation géométrique de modèles numériques.

Cette thèse a été l'occasion de mettre en œuvre des méthodes de personnalisation géométrique initialement développées dans le domaine médical au service de la recherche en sécurité routière. Le travail s'est déroulé selon trois étapes.

Premièrement, les méthodes de reconstruction stéréoradiographique développées antérieurement à cette thèse ont été mises en œuvre dans le cadre d'un protocole de mesures anthropométriques et morphométriques *in vivo* sur volontaires, et a abouti à la constitution d'une base de données anthropométriques et morphométriques du corps humain.

Deuxièmement, à partir de la base de données ci-dessus, des relations statistiques entre dimensions géométriques externe(s) et/ou interne(s) du corps humain ont été déterminées et étudiées. Ces relations géométriques ont notamment permis de développer une méthode simple, rapide et non invasive de modélisation géométrique du corps entier et des os du tronc en vue d'une mise à l'échelle personnalisée d'un modèle être humain virtuel pour la simulation de choc automobile.

Troisièmement, il a consisté à apporter une contribution à la méthode de reconstruction tridimensionnelle de la cage thoracique, et mettre en évidence une application clinique de cette méthode.

Il est à noter, au préalable, que le travail de cette thèse étant réalisé dans le cadre du projet européen HUMOS 2, un certain nombre de contraintes liées aux préoccupations des différents partenaires a été imposé. En particulier, l'intérêt porté aux mannequins 5^e percentile femme et 50^e et 95^e percentiles hommes, nous ont amené à nous concentrer en priorité sur ces trois "morphotypes".

Après avoir présenté une revue bibliographique des travaux antérieurs et les matériels et méthodes mis en œuvre durant cette thèse, les trois étapes précédentes seront présentées sous la forme d'articles scientifiques.

Chapitre 1 Revue Bibliographique

Ce chapitre présente la synthèse de la revue bibliographique effectuée afin de délimiter le travail à réaliser pour atteindre l'objectif global. Nous présenterons, en premier lieu, diverses études anthropométriques et morphométriques. Suivra une revue des méthodes de modélisation géométrique du tronc humain, et finalement un état de l'art sur les relations géométriques statistiques.

1. Connaissance géométrie interne et externe

Cette partie est consacrée à la revue de différents travaux concernant d'une part l'anthropométrie, et d'autre part la morphométrie des os du squelette du tronc (vertèbres, cage thoracique, bassin).

Cette revue nous sera utile dans un premier temps pour avoir une vue générale des travaux effectués sur l'anthropométrie et sur la morphométrie des os du tronc, et discerner quel est l'état actuel des connaissances dans ces domaines qui nous intéressent. Nous définirons ainsi plus précisément nos objectifs.

Il est à noter que par la suite nous distinguerons la notion d'*anthropométrie* de *morphométrie*. Mais rappelons la définition de ces deux termes :

Anthropométrie : s. f. (Bertillon, 1882) (grec *anthrôpos*, homme, et *metron*, mesure). Méthode d'identification des individus basée sur la mesure de la taille, de la tête, de la longueur du médius, de l'auriculaire, de la coudée, du pied, etc., permettant de grouper les individus en catégories. Cette méthode doit être complétée par le signalement descriptif ou portrait parlé visant à décrire de façon analytique le visage d'un individu, et par le relevé des marques particulières (cicatrices, tatouages, etc.). (D'après le Dictionnaire de médecine Flammarion 4ème édition, 1991.).

Morphométrie : (grec *morphê*, forme, et *metron*, mesure). Étude des mensurations des organes d'une espèce vivante (D'après Le grand dictionnaire terminologique - www.granddictionnaire.com).

Dans le présent mémoire, nous utiliserons le terme *anthropométrie* pour désigner la quantification de la géométrie *externe* du corps humain, tandis que le terme *morphométrie* se rapportera à la quantification de la géométrie des éléments *internes* du corps humain (colonne vertébrale, bassin et cage thoracique).

1.1 Morphométrie du rachis

Du fait de l'intérêt en clinique d'une connaissance fine de la géométrie de la vertèbre, en vue notamment de la conception et l'implantation d'instrumentations rachidiennes (en particulier pour assurer un bon dimensionnement des vis pédiculaires et assurer durant l'intervention chirurgicale la visée pédiculaire), de très nombreuses études (notamment pour le rachis thoraco-lombaire) se sont attachées à décrire de façon très complète la géométrie des vertèbres.

Tableau 1 : Etudes morphométriques *in vitro* décrivant les vertèbres cervicales, thoraciques et lombaires

| Référence | N | Echantillon | Moyen de mesure | Zone(s) anatomique(s) mesurée(s) | Mesures réalisées |
|---|-----|---------------------------------|-------------------------------|---|--|
| Francis, 1955 | 284 | C1-C7 | Pied à coulisse | Foramens et corps vertébraux | Epaisseurs latérales et profondeurs antéro-post. |
| | | | | Facettes articulaires | Diamètres maximaux dans les plans sagittal et frontal |
| Liu <i>et coll.</i> , 1986 | 42 | C1-C7 | Morphomètre 3D | Surface de l'ensemble de la vertèbre | Paramètres géométriques linéaires et surfaciques |
| Panjabi <i>et coll.</i> , 1991a | 32 | C2-C7 | Morphomètre 3D | Ensemble de la vertèbre | + de 30 paramètres géométriques (linéaires, angulaires ou surfaciques) |
| Maurel, 1993 | 53 | C3-C7 | MMT* | Ensemble de la vertèbre | 78 paramètres géométriques 3D |
| Berry <i>et coll.</i> , 1987 | 240 | T2, T7, T12, L1-L5 | pied à coulisse et goniomètre | corps vertébral, pédicules et apophyse épineuse | 27 paramètres linéaires et angulaires |
| Scoles <i>et coll.</i> , 1988 | 400 | T1, T3, T6, T9, T12, L1, L3, L5 | pied à coulisse et goniomètre | corps vertébral et arc postérieur | 12 paramètres linéaires et angulaires |
| Panjabi <i>et coll.</i> , 1991b | 144 | T1-T12 | Morphomètre 3D | Ensemble de la vertèbre | + de 30 paramètres (linéaires, angulaires ou surfaciques) |
| Panjabi <i>et coll.</i> , 1992 | 60 | L1-L5 | | | |
| Koubaa <i>et coll.</i> , 1995; Laporte <i>et coll.</i> , 2000 | 373 | T1-T12 | FASTRAK** | 140 points 3D | 132 paramètres morphométriques (linéaires, angulaires ou surfaciques) |
| Semaan <i>et coll.</i> , 2001 | 160 | L1-L5 | FASTRAK** | 178 points 3D | 112 paramètres linéaires, angulaires ou surfaciques |
| Parent <i>et coll.</i> , 2002 | 512 | T1-L5 | FASTRAK** | 200 points 3D | Thoraciques : 145 paramètres Lombaires : 127 paramètres (linéaires, angulaires ou surfaciques) |

*MMT : Machine à Mesurer Tridimensionnelle ; ** FASTRAK© : système électromagnétique

1.1.1 Mesures *in vitro*

La morphométrie *in vitro* des vertèbres cervicales (Francis, 1955; Liu *et coll.*, 1986; Maurel, 1993; Panjabi *et coll.*, 1991a) et celle des vertèbres thoraciques et lombaires (Berry *et coll.*, 1987; Laporte *et coll.*, 2000; Munuera, 2004; Panjabi *et coll.*, 1991b; Panjabi *et coll.*, 1992; Parent *et coll.*, 2002; Scoles *et coll.*, 1988; Semaan *et coll.*, 2001 ; Koubaa *et coll.*, 1995) a été étudiée par de nombreux auteurs.

Le Tableau 1 ci-dessus présente ces différentes études.

Ces études fournissent de nombreuses données morphométriques des vertèbres. Ces données sont des dimensions mesurées directement sur la vertèbre ou à partir de points dont on a mesuré la localisation tridimensionnelle sur la vertèbre. On constate que les études ne font généralement pas de dissociation homme/femme.

1.1.2 Mesures *in vivo*

La morphométrie *in vivo* des vertèbres cervicales, thoraciques et/ou lombaires a été étudiée par différents auteurs. (Kwon *et coll.*, 2004; Nissan et Gilad, 1984, Dai, 1996; Krag *et coll.*, 1988; van Bodegom *et coll.*, 1998; Zindrick *et coll.*, 1987).

Le Tableau 2 ci-dessous présente ces différentes études.

Que ce soit à l'aide de la tomodensitométrie ou de la radiographie, ces études n'ont déterminé que des dimensions géométriques planes : soit contenues dans un plan de coupe (CT-scan), soit projetée (radiographie de profil).

Tableau 2 : Etudes morphométriques *in vivo* des vertèbres cervicales, thoraciques et lombaires

| Référence | Echantillon | Moyen de mesure | Zone(s) anatomique(s) mesurée(s) | Mesures réalisées |
|------------------------------------|--|------------------------|----------------------------------|---|
| Nissan et Gilad, 1984 | Rachis cervical de 157 sujets | Radiographie de profil | Ensemble de la vertèbre | Dimensions sagittales planes |
| Kwon <i>et coll.</i> , 2004 | Rachis cervical (50 hommes et 50 femmes) | CT-scan | Corps vertébral | Paramètre 2D |
| Krag <i>et coll.</i> , 1988 | 91 vertèbres T9-L5 | CT-scan | Pédicules | Paramètres 2D (angulaires et linéaires) |
| Zindrick <i>et coll.</i> , 1987 | 2905 pédicules de vertèbres T1-L5 | CT-scan | Pédicules | Paramètres 2D (angulaires et linéaires) |
| Dai, 1996 | 124 rachis thoraco-lombaires | Radiographie de profil | Corps vertébral | Hauteurs antérieure, médiale et postérieure |
| van Bodegom <i>et coll.</i> , 1998 | Vertèbres T4-L5 (40 hommes et 68 femmes) | Radiographie de profil | Corps vertébral | Hauteur |

1.2 Morphométrie du Bassin

Concernant la morphométrie du bassin, la littérature contient relativement peu d'études *in vitro*, mais un assez grand nombre d'études *in vivo* (pelvimétrie).

1.2.1 Mesures *in vitro*

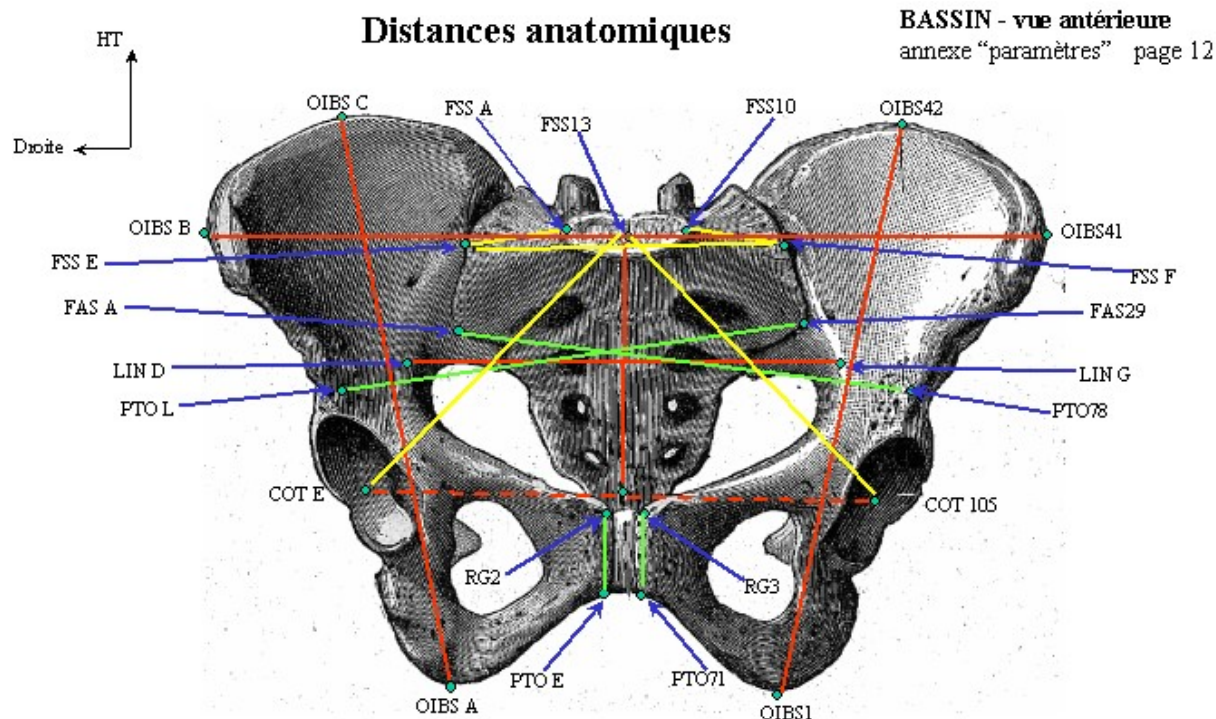
L'étude *in vitro* la plus souvent citée est celle réalisée par **Reynolds et coll.** (Reynolds et coll., 1982). Ils ont classé environ 90 bassins en 3 groupes : petite femme (5^e percentile), homme de taille moyenne (50^e percentile), et homme de grande taille (95^e percentile) sélectionnés parmi 3000 bassins cadavériques. Pour chaque spécimen, plus de 100 points ont été identifiés sur une moitié du bassin à l'aide d'un appareil de mesure tridimensionnelle. Les coordonnées moyennes, les écarts-types et le nombre de mesures effectuées pour chaque point et pour chaque groupe sont ainsi fournis par ces auteurs.

Salamon et coll. (Salamon et coll., 2004) ont étudié les caractéristiques morphologiques du cotyle sur 30 spécimens anatomiques. Ils ont mesuré notamment le rayon d'ouverture et la profondeur du cotyle, et ont confirmé l'existence d'une corrélation entre ces deux paramètres ($r=0.80$).

Schroeder et coll. (Schroeder et coll., 1997) ont réalisé 7 mesures morphométriques sur 50 bassins cadavériques. Ils comparent dans cette étude deux méthodes de mesure : par radiographies et par mesures directes.

Guillemot et coll. (Guillemot, 1997) ont caractérisé la morphométrie de 33 bassins. Ils ont mesuré un ensemble de 106 points anatomiques à l'aide du système FASTRAK© selon la gamme de points proposée par **Reynolds et coll.** Dans cette étude seuls les hémibassins gauches ont été mesurés. De plus, 8 mesures plus classiques inspirées de la pelvimétrie obstétricale ont également été réalisées sur chacun des spécimens.

L'étude réalisée par **Boulay et coll.** (Boulay, 1998) porte quant à elle sur la morphométrie de 12 bassins secs. A partir du système FASTRAK© 472 points ont été mesurés sur la surface de chaque bassin, ce qui permettait le calcul de 330 paramètres morphométriques (linéaires, angulaires et statistiques) – cf. Figure 1.



dessin original: L. TESTUT et A. LATARJET- traité d'anatomie humaine, tome 1, édition G. Doin et cie, 1948.

Figure 1 : Exemple de paramètres géométriques pelviens proposés par Boulay, 1998

1.2.2 Mesures in vivo

Il existe un assez grand nombre d'études concernant les mesures morphométriques du bassin *in vivo*. On parle généralement dans ce cas de pelvimétrie (Aronson et Kier, 1991; Diehl et Holmberg, 1968; Keller *et coll.*, 2003), et les applications principales concernent le domaine obstétrical utilisant différentes modalités (CT-scan, IRM, radiographies).

Brinkmann *et coll.* (Brinckmann *et coll.*, 1981) ont étudié *in vivo* les différences de la géométrie du bassin et de l'articulation de la hanche entre hommes et femmes. Cette étude est basée sur l'analyse de 437 clichés radiographiques antéro-postérieurs réalisés sur 215 femmes et 222 hommes. Les paramètres présentés sont : les hauteur et largeur globales du bassin, le rayon de la tête fémorale, la distance entre les deux articulations de la hanche, et l'angle de Wiberg. Les mesures effectuées étant des mesures projetées seuls des rapports entre ces distances sont fournis.

Keller *et coll.* (Keller *et coll.*, 2003) présente une étude basée sur la pelvimétrie par IRM appliquée à 781 femmes (Figure 2). **Diehl et Homberg** (Diehl et Holmberg, 1968) a étudié la pelvimétrie de 439 femmes par radiographie conventionnelle. **Aronson et Kier** (Aronson et Kier, 1991) ont réalisé la pelvimétrie de 43 femmes par CT-scan. Les paramètres morphométriques généralement mesurés dans ces différentes études sont² : le "conjugué obstétrical" (*obstetric conjugate*, i.e. la distance entre le promontoire sacré et le haut de la symphyse pubienne), "l'exutoire sagittal" (*sagittal outlet*, i.e. la distance entre l'extrémité du sacrum et le bas de la symphyse pubienne), "la distance inter-épineuse" (*interspinous*

² Définitions issues de l'étude de **Keller *et coll.***

distance, i.e. la plus petite distance entre les épines ischiatiques), "la distance inter-tubérositaire" (*intertuberous distance*, i.e. la plus grande distance entre les tubérosités ischiatiques), et "le diamètre transverse" (*transverse diameter*, i.e. la plus grande distance transverse du bassin).

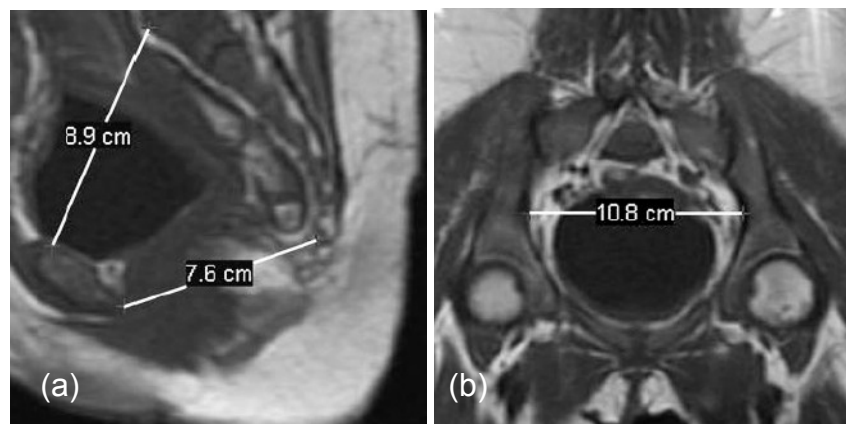


Figure 2 : Utilisation de l'IRM en pelvimétrie. (a) Section mi-sagittale : sont indiquées les distances entre le promontoire sacré et le haut de la symphyse pubienne (8.9cm), et entre l'extrémité inférieure du sacrum et le bas de la symphyse pubienne (7.6cm) ; (b) Section oblique : est indiqué le diamètre transverse du bassin. Ces clichés mettent en évidence le potentiel de l'IRM pour ce qui est de visualiser des tissus osseux (Source Keller *et coll.*, 2003).

1.3 Morphométrie des Côtes et de la Cage Thoracique

Concernant la morphométrie des côtes et de la cage thoracique, la littérature contient peu d'études *in vitro*, mais un assez grand nombre d'études *in vivo* notamment dans le domaine de la scoliose (voir Tableau 3).

1.3.1 Mesures *in vitro*

Roberts et Chen (Roberts et Chen, 1970; Roberts et Chen, 1972) ont étudié les caractéristiques géométriques des côtes provenant d'un SHPM (Sujet Humain Post-Mortem) dont le thorax présente une morphologie "moyenne". L'étude de 1970 présente l'évolution des caractéristiques géométriques (aire totale, aire d'os cortical, position du centroïde, axes principaux, moments d'inertie principaux, constante de torsion) de la section des côtes 1 à 8 le long de sa ligne moyenne. L'étude de 1972 propose un modèle géométrique simple de la ligne moyenne d'une côte typique et de l'orientation de sa section. Ils ont notamment observé que les lignes moyennes des côtes s'inscrivent dans deux arcs de cercle plans mais non coplanaires. La séparation entre ces deux arcs de cercles se situe selon cette étude à l'"angle" de la côte.

Schultz *et coll.* (Schultz *et coll.*, 1974) ont notamment analysé la géométrie des côtes droites 2, 4, 6, 8, 9 et 10 provenant de 5 SHPM. Ils proposent une description complète, mais assez complexe des spécimens étudiés.

1.3.2 Mesures *in vivo*

Openshaw *et coll.* (Openshaw *et coll.*, 1984) ont déterminé les positions de deux points sur chaque côte à partir de radiographies du thorax de 38 sujets âgés de 1 mois à 31 ans, et les

diamètres latéral et antéro-postérieur de la cage thoracique à l'aide de coupes scanner réalisées sur 28 sujets âgés de 3 mois à 18 ans.

Pour obtenir une meilleure résolution spatiale, certains auteurs (Erkula *et coll.*, 2003; Wilson *et coll.*, 1987) proposent la reconstruction 3D de la cage thoracique à partir de coupes scanner. **Wilson *et coll.*** (Wilson *et coll.*, 1987; Wilson *et coll.*, 2001) ont reconstruit les coordonnées 3D de points des côtes (1987 : côtes 3 à 7 ; 2001 : côtes 2 à 9) pour des sujets asymptomatiques (1987 : n=2 ; 2001 : n=5) à l'aide de coupes scanner. Chaque côte reconstruite est modélisée par un arc de cercle contenu dans le plan moyen de la côte. L'orientation du plan moyen de la côte et le rayon de l'arc de cercle approximatif sont fournis dans les deux études. **Erkula *et coll.*** (Erkula *et coll.*, 2003) ont réalisé la reconstruction 3D de la cage thoracique et de la colonne vertébrale de 11 jeunes patients (âge moyen : 15 ans) à partir de clichés scanner (CT-scan). Des paramètres morphométriques classiques en scoliose ont été ainsi déterminés.

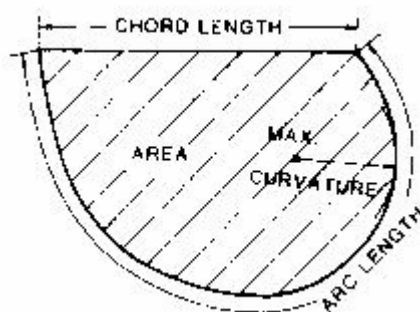


Figure 3 : Paramètres morphométriques costaux déterminés par Dansereau et Stokes, 1988 dans le plan de meilleure approximation.

De nombreuses études (Dansereau et Stokes, 1988 ; Aubin *et coll.*, 1995; Delorme *et coll.*, 2001; Labelle *et coll.*, 1995b) utilisant la méthode de reconstruction 3D par stéréoradiographie de la cage thoracique développées par **Dansereau et Stokes** ont analysé des paramètres morphométriques (indices cliniques) décrivant la sévérité d'une scoliose (Figure 3 et Figure 4). **Dansereau and Stokes** et **Aubin *et coll.*** ont analysé la morphométrie de sujets normaux. **Delorme *et coll.*** et **Labelle *et coll.*** ont quant à eux analysé la morphométrie de patients scoliotiques adolescents.

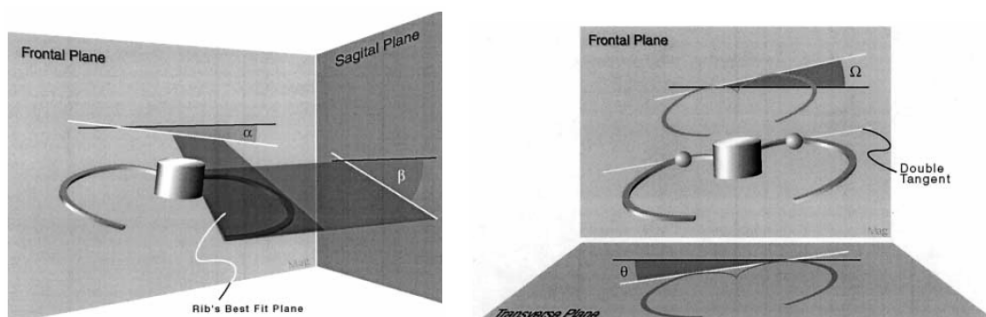


Figure 4 : Paramètres d'orientation des côtes et arc costaux déterminés par Delorme *et coll.*, 2001

Tableau 3 : Etudes morphométriques *in vivo* de la cage thoracique.

| Référence | N | Sujets | Méthode de reconstruction 3D | Zone(s) anatomique(s) mesurée(s) | Mesures réalisées |
|---------------------------------|----|------------------------------|------------------------------|----------------------------------|--|
| Openshaw <i>et coll.</i> , 1984 | 38 | asympt. (1 mois à 31 ans) | Stereo-radiographie | 2 points costaux | 2 points 3D sur chaque côte |
| | 28 | asympt. (3 mois à 18 ans) | CT-scan | Cage thoracique | Diamètres latéral et antéro-postérieur |
| Wilson <i>et coll.</i> , 1987 | 2 | asympt. | CT-scan | Ensemble de la côte | Orientation du plan moyen de la côte |
| Wilson <i>et coll.</i> , 2001 | 5 | asympt. | | | Rayon de l'arc de cercle approximatif |
| Erkula <i>et coll.</i> , 2003 | 11 | scoliot. (ados.) | CT-scan | Cage thoracique complète | Paramètres classiques en scoliose |
| Dansereau et Stokes, 1988 | 10 | asympt. | Stereo-radiographie | Lignes moyennes de côtes | Paramètres géométriques et orientation des côtes |
| Aubin <i>et coll.</i> , 1995 | 1 | asympt. | Stereo-radiographie | Lignes moyennes de côtes | Orientation des côtes et arcs costaux |
| Delorme <i>et coll.</i> , 2001 | 29 | scoliot. (ados.) | | | |
| Labelle <i>et coll.</i> , 1995b | 37 | scoliot. (ados.) | | | |

asympt. = asymptotique(s) ; scoliot. = scoliotique(s) ; ados. = adolescent(s)

1.4 Anthropométrie

1.4.1 Mesures directes

L'anthropométrie du corps humain a été étudiée par de nombreux auteurs, pour la plupart utilisant des instruments de mesure classiques (toise, anthropomètre, pied à coulisse, mètre-ruban...).

Une série d'études (*in vivo* ou *in vitro*) réalisées par des laboratoires de recherche de l'Aviation des Etats-Unis, font partie des plus connues et des plus exhaustives (Chandler *et coll.*, 1975; Clauser *et coll.*, 1969; Dempster, 1955; McConville et Churchill, 1980; Young *et coll.*, 1983).

Chandler *et coll.* (Chandler *et coll.*, 1975) ont mesuré 116 dimensions anthropométriques de 6 SHPM. Cet article fournit toutes les mesures pour chacun des SHPM. **Dempster** (Dempster, 1955) a mesuré 69 dimensions anthropométriques sur 39 sujets masculins (10 minces, 11 morphologie moyenne, 11 musclés et 7 enveloppés). Pour chaque dimension, les valeurs moyennes et écart-types sont fournis. **Clauser *et coll.*** (Clauser *et coll.*, 1969), **McConville et Churchill** (McConville et Churchill, 1980) et **Young *et coll.*** (Young *et coll.*, 1983) ont réalisé plus de 70 mesures anthropométriques sur respectivement 13 SHPM, 31 sujets masculins et 46 sujets féminins. Les valeurs minimale, maximale, moyenne, écart-type et coefficient de variation sont fournis pour chaque dimension.

Une large étude anthropométrique a été réalisée par **Rebiffé *et coll.*** (Rebiffe *et coll.*, 1982) sur 3252 personnes (1665 hommes et 1587 femmes). Pour chacun des sujets, 27 paramètres anthropométriques ont été mesurés. Cette étude fournit pour chaque mesure : les valeurs moyenne, écart-type, 5^{ème}, 50^{ème}, et 95^{ème} percentiles, ainsi que les matrices de corrélation pour les hommes et pour les femmes. De la même manière des enquêtes anthropométriques ont été menées sur des populations civiles ou militaires masculines et féminines afin de caractériser la diversité morphologique de ces populations (Coblentz *et coll.*, 1990a; Coblentz *et coll.*, 1990b; Ignazi, 1967; Ignazi *et coll.*, 1974; Mollard *et coll.*, 2000a). Ces différentes enquêtes sur populations civiles et militaires sont disponibles dans des bases de données informatisées (Coblentz et Ignazi, 1979; Coblentz *et coll.*, 1980; Mollard *et coll.*, 2000b; Mollard et Hennion, 2002).

Concernant les différences anthropométriques entre hommes et femmes, **al-Haboubi** (al-Haboubi, 1998) a évalué un rapport homme/femme pour estimer les dimensions inconnues de certaines parties du corps. D'après cette étude, il est important d'utiliser un rapport différent pour chaque partie du corps, plutôt que d'utiliser un rapport unique.

1.4.2 Mesures automatisées

Certaines études analysent l'anthropométrie à l'aide de nouvelles techniques d'acquisition non invasives, dites de "body scanning" (Kartsounis *et coll.*, 2000; Surville, 2004; Tikuisis *et coll.*, 2001) (cette technique d'acquisition est décrite au paragraphe 2.2.3 p.24). Ces mesures anthropométriques reposent sur le principe d'acquisition 3-D pour en déduire des mesures classiques 1-D et des critères de forme corporelle externe (Coblentz *et coll.*, 1991; Mollard *et coll.*, 1983a; Mollard *et coll.*, 1983b; Mollard *et coll.*, 1983c; Mollard, 2002; Mollard, 2003).

Parmi les études utilisant le "bodyscanning" citons la *Campagne Nationale de Mensuration 2003-2004* réalisée en France et conduite par l'**IFTH**, Institut Français du Textile et de l'Habillement (IFTH, 2003). Afin d'analyser la morphologie des Français (et donc de modifier les tailles vestimentaires) 10000 personnes (moitié hommes, moitié femmes, réparties par catégorie d'âge – six d'enfants, six d'adultes –, par catégorie socioprofessionnelle, et par région de France) ont été mesurées à l'aide du système *BodyScanner 3D*, et plusieurs mesures anthropométriques ont été évaluées de façon automatisée.

1.5 Morphométrie et anthropométrie combinées

Enfin, rares sont les études présentant une analyse morphométrique couplée à une analyse anthropométrique.

On pourrait citer the Visible Human Project ® (**VHP**), **Zhang et coll.**, et **Serre et coll.** (Serre et coll., 2003; VHP, 1986; Zhang et coll., 2003). Ces études ont été réalisées à partir d'un SHPM découpé congelé, et dont toutes les sections ont été photographiées de façon à permettre par la suite une reconstruire en 3D tous les éléments constitutifs du corps de ce sujet. Toutefois, ces études ne portent que sur un échantillon très réduit, c'est-à-dire *un seul* sujet (à savoir, respectivement : un homme américain, un homme chinois, et un homme Européen 50^{ème} percentile en position de conduite).

Ainsi, même si les résultats de telles études sont des plus intéressants dans le domaine anthropométrique et morphométrique, ce genre d'étude est difficilement envisageable sur un large échantillon d'individus.

1.6 Conclusion

La revue bibliographique présentée dans cette partie a mis en évidence les travaux parmi les plus significatifs effectués en anthropométrie et morphométrie des os du tronc.

Bien que l'approche *in vitro* soit la plus significative et la plus fiable, nous avons pu répertorier en parallèle un grand nombre d'études mettant en œuvre des approches *in vivo* plus ou moins invasives, qui ont l'avantage de pouvoir être appliquées sur un plus large nombre de sujets.

La plupart des études morphométriques (mesures internes) réalisées sur un échantillon de grand taille ($n > 30$) ne portent que sur un élément isolé du corps humain et pas sur plusieurs éléments internes.

Enfin, les résultats des études précédentes ne fournissent pas d'information à la fois sur la géométrie externe *et* sur la géométrie externe du tronc.

2. Modélisation géométrique 3D *in vivo* du tronc

Au vu des travaux précédemment cités (Partie 1.), il apparaît opportun de conduire une étude anthropométrique et morphométrique *in vivo*.

Cette partie a maintenant pour objet de rappeler les modalités d'acquisition géométrique (imagerie ou modélisation géométrique personnalisée) *in vivo* les plus fréquemment mises en œuvre.

Ensuite, nous présenterons les études utilisant la stéréoradiographie pour la reconstruction tridimensionnelle des os du tronc (vertèbres, bassins, et cage thoracique) et de son enveloppe externe.

Pour cela, nous traiterons de la mesure ou de la modélisation :

- 1) de la géométrie *interne* du corps humain (méthodes applicables en morphométrie),
- 2) de la géométrie *externe* du corps humain (méthodes applicables en anthropométrie).

2.1 Géométrie interne

2.1.1 Méthodes de reconstruction tridimensionnelle par coupes sériées

2.1.1.1 Tomodensitométrie (CT-scan)

La visualisation d'une structure osseuse donnée nécessite une succession de coupes scanner prises parallèlement. Ensuite, l'empilement de l'ensemble des coupes réalisées permet une reconstruction 3D de la structure d'intérêt (reconstruction par coupes sériées) – voir Figure 5.

La qualité et la précision de telles reconstructions 3D dépendent de l'épaisseur de la coupe (épaisseur du faisceau de collimation), de la distance entre chaque coupe, de la qualité de la segmentation, et de l'algorithme de reconstruction.

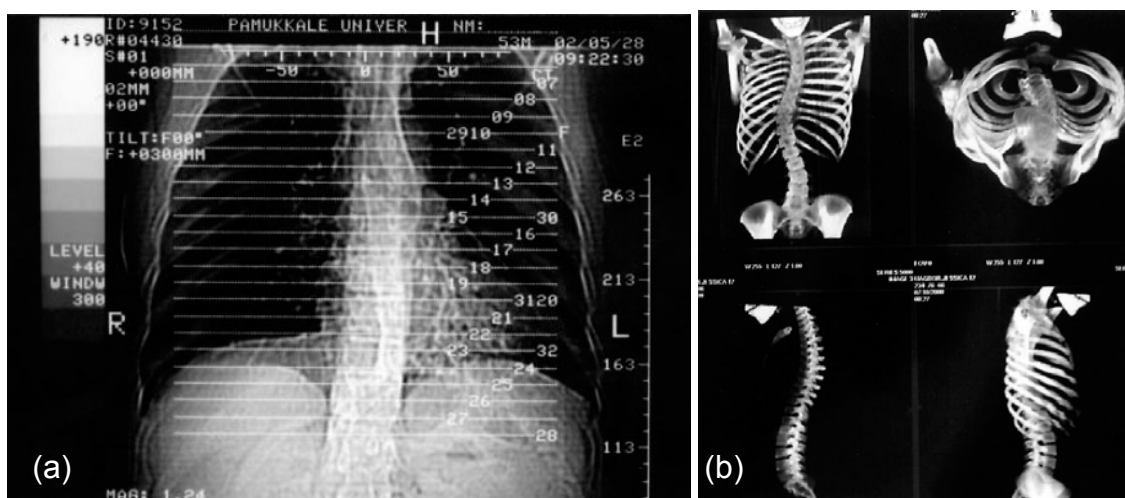


Figure 5 : (a) Scanogramme : prévisualisation de la zone d'acquisition ; (b) Reconstruction 3D obtenue à partir des différentes coupes CT-scan effectuées (Source : Erkula *et coll.*, 2003)

Avantages :

Pour une reconstruction effectuée à partir d'une acquisition scanner par coupes millimétriques distantes d'un millimètre (épaisseur de coupe de 1mm et une distance entre coupe de 1mm), et à l'aide d'un logiciel de reconstruction 3D tel que SliceOMatic © (permettant notamment une segmentation semi-automatique) l'erreur moyenne est de ~1mm (voir Tableau 4).

Tableau 4 : Différentes validations de reconstruction 3D à partir de CT-scan (Source Laporte, 2002)

| Auteur (année) | Echantillon | Type de validation | Nombre de points/paramètres | | Erreur Moyenne | Erreur Maximale |
|--------------------|--|-------------------------|-----------------------------|------------|---------------------------|-----------------|
| Véron (1997) | 6 Rachis cervicaux supérieurs (18 vertèbres) | Distances point/surface | C0 | 194 points | 0,8 mm | 4 mm |
| | | | C1 | 199 points | 0,4 mm | 1,6 mm |
| | | | C2 | 211 points | 0,4 mm | 1,6 mm |
| Cavalcanti (1999) | 9 Crânes cadavériques | Paramètres anatomiques | Non renseignée | | | 2 mm |
| Cavalcanti. (2000) | Tissus mous | | | | | |
| Aubin (1997) | 1 rachis T1-L5 (17 vertèbres) | Distances point/point | 21 points | | 1,1 ± 0,8 mm (écart type) | |
| Mitulescu (2000) | 6 Rachis Lombaires (26 vertèbres) | Paramètres anatomiques | 4 paramètres linéaires | | 1,3 mm (<10%) | 2,3 mm |
| | | Distances point/surface | 178 points | | 0,8 mm | 3,9 mm |

Inconvénients :

D'une part, la position couchée est imposée par la conception des système de tomodynamétrie, et d'autre part un volume important d'information à traiter est nécessaire.

Toutefois, l'inconvénient majeur de cette modalité est l'importante dose d'*irradiation* induite par le grand nombre de coupes scanners généralement nécessaire. De ce fait, cette modalité peut être difficilement envisageable pour la reconstruction 3D *in vivo* de l'ensemble des os du tronc, bien que cela ait déjà été réalisé par certains auteurs (Erkula *et coll.*, 2003; Wilson *et coll.*, 1987; Wilson *et coll.*, 2001 – voir §1.3.2 p.9).

2.1.1.2 Imagerie par Résonance Magnétique (IRM)

Une reconstruction 3D d'une structure interne spécifique peut être envisageable à partir de l'empilement de l'ensemble des coupes obtenues (reconstruction par coupes sériées) comme pour la tomodynamétrie.

De la même façon, la qualité et la précision de telles reconstructions 3D dépendent de l'épaisseur de la coupe (valeur du champ magnétique), de la distance entre chaque coupe, de la qualité de la segmentation, et de l'algorithme de reconstruction.

Avantages :

L'avantage majeur de cette modalité est son caractère *non invasif*.

De plus, bien que cette modalité soit plutôt appliquée à l'analyse des tissus mous de type muscle, tendon, cartilage, ligaments (Lötjönen *et coll.*, 1999) certains auteurs l'ont utilisé aussi pour l'analyse de certaines structures osseuses telles que les vertèbres (Birchall *et coll.*, 1997; Evans *et coll.*, 1996; Perie *et coll.*, 2001), et le bassin (Keller *et coll.*, 2003 – voir Figure 2).

Inconvénients :

Parmi les inconvénients de cette modalité citons : la contre-indication de celle-ci pour des sujets ayant des prothèses internes constituées de métal, ou pour des personnes souffrant de claustrophobie, le coût élevé d'un tel examen voire d'acquisition d'un tel système, ou la position couchée imposée lors de l'examen IRM (il est à noter néanmoins que des IRM debout ont été récemment développés – Jorgensen *et coll.*, 2005).

Autre inconvénient, l'examen IRM peut durer plus d'un quart d'heure, et pendant toute sa durée le sujet doit rester *strictement immobile* afin de ne pas créer d'imprécision sur les images, ce qui est difficilement réalisable au niveau du tronc du fait de la respiration.

De plus, tout comme la tomodensitométrie, un volume important d'information à traiter est nécessaire.

Enfin, il n'y a pas, à notre connaissance, d'étude d'évaluation de la précision de la reconstruction 3D à partir de coupes IRM.

2.1.2 Méthodes de reconstruction tridimensionnelle stéréoradiographique

Les recherches, citées ci-après, permettant la reconstruction 3D d'éléments du squelette (mais aussi de l'enveloppe corporelle) font intervenir une connaissance *a priori* et l'identification de repères non stéréo-correspondants (c'est-à-dire visibles sur une seule vue). Elles sont le fruit des travaux conduits conjointement, par les équipes dirigées par le Professeur Jacques de Guise (au Laboratoire de recherche en Imagerie et Orthopédie, ETS-CRCHUM, Montréal, Québec, Canada) et par le Professeur Wafa Skalli (au Laboratoire de Biomécanique, CNRS-ENSAM, Paris, France), en collaboration avec les équipes de radiologie et d'orthopédie de l'hôpital Saint Vincent de Paul (Professeur Gabriel Kalifa et Professeur Jean Dubousset), et la Société Biospace Instruments.

2.1.2.1 Principe

Par exemple, dans le cas de la stéréoradiographie utilisant des radiographies FACE et PROFIL, le point 3D M à reconstruire (notre inconnue) est à l'*intersection* entre la droite D_{FACE} passant par la source FACE et m_{FACE} la projection conique de M sur l'image FACE (ou plan image P_{FACE}), et la droite D_{PROFIL} passant par la source PROFIL et m_{PROFIL} la projection de M sur le plan image P_{PROFIL} (Figure 6). Les droites D_{FACE} et D_{PROFIL} sont aussi appelées droites de contrainte (Mitton *et coll.*, 2000), et le point M ainsi reconstruit est appelé point stéréo-correspondant (noté SCP pour *Stereo-Corresponding Point*).

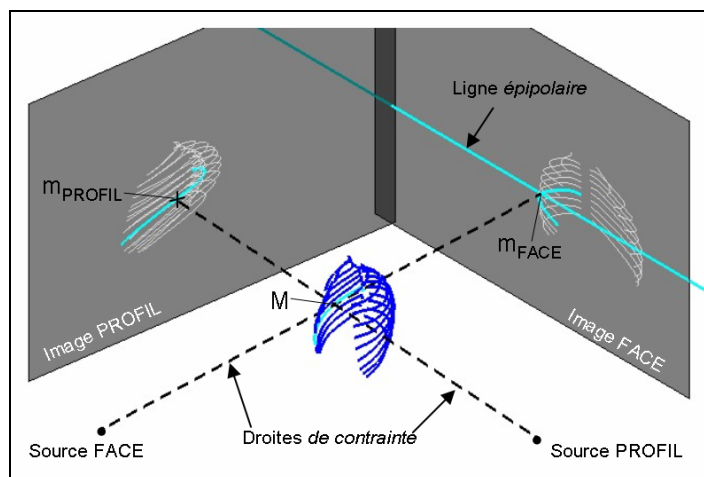


Figure 6 : Schéma de principe de la reconstruction 3D par stéréoradiographie dans le cas de radiographies FACE et PROFIL.

Cette technique de reconstruction stéréoradiographique se décompose selon les points suivants (voir Figure 7) :

1. Deux radiographies prises selon différentes incidences dans un environnement calibré permettant la connaissance des positions relatives des sources de rayon X et des plans image. Cette étape de calibration utilise des algorithmes tels que le DLT (Abdel-Aziz et Karara, 1971), le CLT (Laporte, 2002; Mitulescu, 2001), ou une méthode explicite (Dumas *et coll.*, 2003) ;
2. Identification sur les radiographies d'informations bidimensionnelles (points ou contours anatomiques) ;
3. Connaissance a priori de l'objet à reconstruire sous la forme d'un objet générique ou modèle moyen de l'objet à reconstruire (Benameur *et coll.*, 2003; Mitton *et coll.*, 2000) ;
4. Algorithmes de reconstructions 3D permettant d'obtenir à partir des éléments précédents une modélisation géométrique de l'objet radiographié.

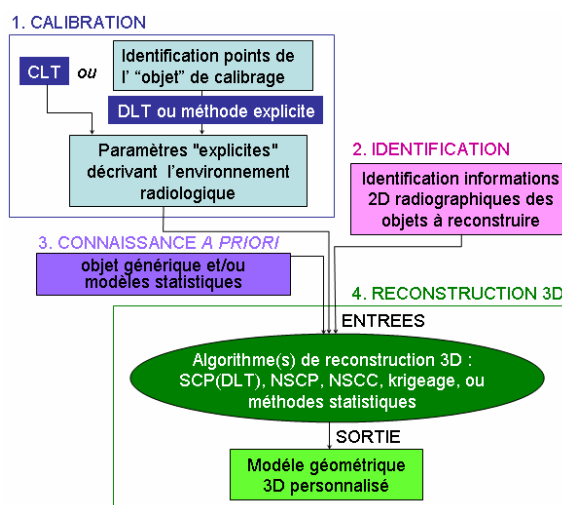


Figure 7 : Organigramme simplifié de la reconstruction stéréoradiographique.

2.1.2.2 Algorithmes de reconstruction 3D

Décrivons un par un les différents algorithmes de reconstruction :

- **Outil de reconstruction des SCP : algorithme DLT (Direct Linear Transformation) :**

C'est le cas le plus classique en reconstruction stéréoradiographique et l'unique outil utilisé par les premières études en stéréoradiographie (Pearcy, 1985; Selvik, 1989; Stokes *et coll.*, 1981). Dans ce cas, un point anatomique est *visible* sur les deux vues (ou du moins *identifié* sur les deux vues). Comme indiqué sur la Figure 6, le point M recherché est situé à l'intersection des deux droites de contrainte reliant les points sources aux points m_{FACE} et m_{PROFIL} identifiés sur les plans images.

Toutefois, du fait d'erreurs induites par l'identification des points anatomiques sur les radiographies, l'intersection parfaite n'est jamais strictement vérifiée. Ainsi, le point M solution est le point milieu du plus petit segment reliant les deux droites de contrainte.

Par contre, quelque soit la structure anatomique reconstruite le nombre de points anatomiques stéréo-correspondants est généralement limité. Ainsi, l'algorithme ci-dessous permet d'extraire des informations supplémentaires des radiographies.

- **Algorithme NSCP (Non Stereo-Corresponding Points) :**

Cet algorithme permet de reconstruire un objet en identifiant sur les radiographies aussi bien des SCP que des NSCP (points non stéréo-correspondants). Cet outil permet ainsi d'exploiter davantage les informations fournies par les deux radiographies, et donc d'améliorer la personnalisation géométrique.

Cette technique part du principe que chacun des points 3D correspondant aux NSCP appartient à sa droite de contrainte, et que la géométrie de l'objet à reconstruire est proche de celle de l'objet générique. Ainsi, un algorithme de minimisation de l'énergie de déformation du maillage de l'objet générique (minimisation de l'énergie de déformation de "barres élastiques" reliant entre eux les différents points du modèle générique identifiés sur les radiographies) est appliqué (voir Figure 8).

Cet algorithme peut être utilisé avec ou sans SCP. Dans le cas où des SCP sont identifiés avec les NSCP, les points 3D associés aux SCP seront reconstruits en premier et constitueront des contraintes supplémentaires pour la reconstruction des NSCP (voir Contraintes ponctuelles sur la Figure 8).

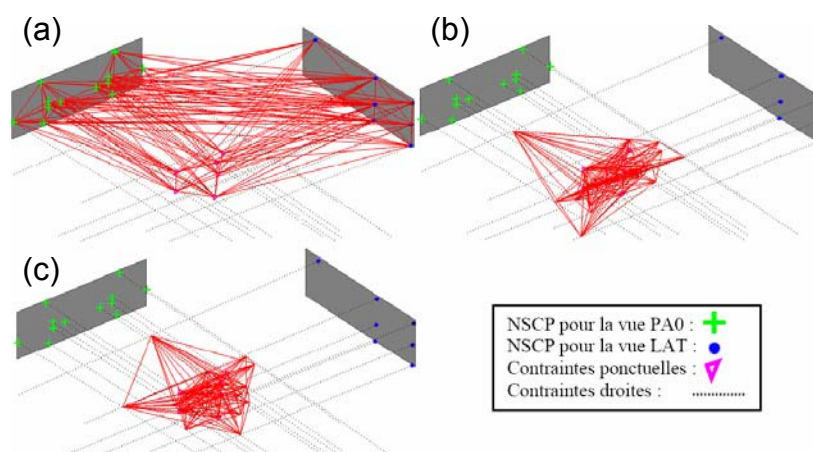


Figure 8 : Minimisation de l'énergie de déformation de "barres élastiques" reliant les points du modèle générique entre eux (points identifiés sur les radiographies) ici dans le cas de la reconstruction de vertèbres: (a) solution initiale, (b) 5ème pas d'optimisation et (c) 25ème et dernier pas. (Source Laporte, 2002).

Toutefois, les deux outils que nous venons de mentionner permettent d'obtenir seulement la position 3D d'un ensemble de points anatomiques. Et même si ces points 3D apportent déjà une information pertinente sur la géométrie de la structure anatomique reconstruite, elle n'est généralement pas suffisante pour l'obtention d'un modèle géométrique 3D personnalisé détaillé. L'algorithme suivant permet de surmonter cette limitation.

- **Krigeage :**

Cet algorithme est basé sur les travaux de **Trochu** (Trochu, 1993). Il permet de déformer un *nuage de points* en imposant un déplacement à un nombre réduit de points du nuage, appelés *points de contrôle*, de telle sorte que ces points de contrôle se déplacent chacun vers un *point cible* associé (dont la position est connue), et entraînent avec eux les autres points du nuage.

Pour ce faire, le krigeage consiste en premier lieu à définir une transformation géométrique (fonction non linéaire) permettant de déplacer l'ensemble des points de contrôle depuis leur position initiale vers les points cibles associés.

L'étape suivante consiste à appliquer cette transformation à l'ensemble du nuage de points. La déformation ainsi générée est telle que les points de contrôle se retrouvent au final à la position des points cibles associés, entraînant avec eux tous les autres points mais en priorité les points situés à proximité (plus un point est proche d'un point de contrôle, plus son déplacement sera similaire à celui de ce point de contrôle).

Dans notre problématique, le *nuage de point* c'est l'ensemble des points du maillage de l'objet générique. Les *points de contrôle* ce sont les points de l'objet générique qui seront reconstruits en 3D (chacun de ces points est étiqueté suivant sa localisation anatomique). Enfin, les *points cibles* (associés un à un aux points de contrôle de l'objet générique) ce sont les points reconstruits en 3D (par exemple les SCP et NSCP reconstruits grâce aux deux outils précédents). Cet algorithme et les formules mathématiques associées ont été décrits plus en détail par **Laporte et coll.** (Laporte, 2002).

Il est à noter que les outils présentés ci-dessus sont basés uniquement sur l'identification de repères ponctuels (points anatomiques) sur les radiographies. Or, une grande quantité d'informations sur les radiographies sont de type contour, et les outils précédents ne permettent pas de les exploiter pleinement. L'outil présenté ci-dessous a justement été développé pour exploiter les informations radiographiques 2D de type contour.

- **Algorithme NSCC (Non Stereo-Corresponding Contour) :**

L'algorithme NSCC (Laporte, 2002) permet d'exploiter sur les radiographies aussi bien des repères ponctuels que des contours.

En premier lieu, des régions anatomiques sont définies sur l'objet générique (chaque région anatomique est définie par un groupe de points de l'objet générique). Ces régions sont définies une fois pour toute, après quoi l'objet générique ainsi décomposé en régions peut être utilisé pour réaliser différentes reconstructions.

L'algorithme NSCC se déroule ensuite suivant les étapes suivantes :

- Identification sur les radiographies de points anatomiques et de contours.
- Détermination d'une solution initiale (objet surfacique 3D) à l'aide des algorithmes DLT et/ou NSCP
- Génération de contours 2D à partir de l'objet 3D initial : pour chaque région anatomique des contours 3D sont définis sur l'objet 3D initial, ces contours correspondent aux lieux de tangence des rayons X. Ces contours 3D sont ensuite rétro-projetés sur les radiographies.
- Association des contours identifiés avec les contours 3D rétro-projetés dans les plans radiographiques.
- Détermination d'une solution intermédiaire par optimisation de la solution initiale à partir des associations de contours précédentes grâce à un recalage élastique (translations, rotations et homothéties) itératif.
- Obtention du modèle 3D personnalisé grâce à la déformation non linéaire itérative par krigeage optimisé de la solution intermédiaire à partir des associations de contours.

Enfin, nous pouvons citer comme autre outil d'aide à la reconstruction 3D les méthodes statistiques :

- **Les méthodes statistiques :**

Outre celle fournie par l'utilisation d'un objet générique les méthodes statistiques peuvent rajouter un autre type de connaissance *a priori*. En effet, l'approche statistique permet la prise en compte des connaissances *a priori* sur la structure des objets et leurs déformations.

La méthode SA (*Semi-Automated method*) (Pomero *et coll.*, 2004) fait partie de ces méthodes faisant intervenir l'outil statistique. L'objectif était de diminuer le temps nécessaire à la reconstruction d'une colonne vertébrale entière (2 à 4 heures) à l'aide des outils précédents (DLT, NSCP et krigeage) et notamment de simplifier l'identification des différents repères (~30 par vertèbre – Le Bras *et coll.*, 2003; Mitulescu *et coll.*, 2002). Cet objectif a été atteint. En effet, la méthode proposée

nécessite l'identification de seulement 8 repères par vertèbre (les coins du corps vertébral sur les deux radiographies). La méthode est constituée des étapes suivantes :

- Définition du volume de confinement de l'os reconstruit à partir de l'identification sur les radiographies des coins de la plus petite boîte le contenant.
- Définition d'un repère local associé à ce volume.
- Utilisation d'une grande base de données (morphométriques et de reconstructions *in vivo* de la structure à reconstruire) permettant de définir des régressions multi-linéaires reliant les dimensions de la boîte de confinement avec les dimensions de l'os reconstruit.
- Les dimensions ainsi estimées permettent ensuite de déterminer un certain nombre de points 3D (points reconstruits) dans le repère local associé.
- Enfin, à l'aide du krigeage, un habillage des points reconstruits et une personnalisation de l'os sont réalisés.

Il est à noter que l'identification des 8 repères peut être effectuée de façon manuelle ou semi-automatique (Deschênes 2003) par extraction d'informations sur les radiographies (traitement du signal).

Deux autres approches ont également été proposées (Benameur, 2004). La première, inspirée des travaux de **Cootes et coll.** (Cootes et Taylor, 1992; Cootes et coll., 1992), utilise (1) un modèle déformable statistique intégrant des déformations linéaires et non-linéaires modélisées par des modes de variation spécifiques fournissant une connaissance *a priori* de nature statistique, et (2) les contours des vertèbres préalablement segmentées sur les deux images radiographiques. La seconde, inspirée des travaux de **Tipping et Bishop** (Tipping et Bishop, 1999a; Tipping et Bishop, 1999b), utilise (1) un modèle statistique déformable basé sur un mélange d'analyses en composantes principales probabilistes qui est appliqué sur une base d'apprentissage de structures anatomiques à reconstruire, et (2) les contours préalablement segmentés sur les deux images.

Fleute et Lavalée (Fleute et Lavalée, 1999) ont quant à eux proposé une méthode de reconstruction 3D basée sur la radiographie multi-planaire et l'identification de contours sur les radiographies. Un modèle statistique est généré à partir de plusieurs objets génériques 3D et une analyse en composante principale.

Ces algorithmes spécifiques développés jusqu'à aujourd'hui (SCP(DLT), Krigeage, NSCP, NSCC, Statistiques) constituent une 'boîte à outils' permettant d'étendre petit à petit la méthode de reconstruction à tous les os (voire organes) du corps humain.

2.1.2.3 Application de la stéréoradiographie au squelette du tronc

Ce paragraphe a pour objet de mentionner pour chaque partie du squelette du tronc les méthodes de reconstruction des études précédentes et les évaluations correspondantes.

Ces données seront présentées sous forme de tableaux de synthèse décrivant les études de reconstruction 3D par stéréoradiographie des vertèbres (Tableau 5), du bassin (Tableau 6), et de la cage thoracique (Tableau 7).

Tableau 5 : Synthèse des études de reconstruction 3D de vertèbres à partir de stéréoradiographie.

| Référence | Méthodes | Echantillon | Type de Validation | Résultats | Eléments reconstruits en 3D |
|--|--|--|--|--|--|
| Stokes <i>et coll.</i> , 1981 | DLT - Clichés FACE et PROFIL 9 repères / vertèbre | Vertèbres lombaires -16 Volontaires - 60 Patients lombalgiques | Sans | Sans | 9 SCP |
| Pearcy, 1985 | DLT - Clichés FACE et PROFIL 9 repères / vertèbre | Vertèbres lombaires Patients lombalgiques | Répétabilité de l'identification des repères dans les images | - calibrage : RMS = 0.09mm - anatomique : RMS<1mm | 9 SCP |
| Dansereau et Stokes, 1988 | DLT - Clichés FACE et PROFIL 6 repères / vertèbre | Vertèbres thoraciques et lombaires 6 SHPM + 4 Volontaires | Sans | Sans | 6 SCP |
| Plamondon <i>et coll.</i> , 1988 | DLT - Clichés FACE et PROFIL 6 repères / vertèbre | Pièces anatomiques asympt. 16 Rachis de sujets normaux | comparaison à des mesures directes pour les 6 repères anatomiques analyse de l'influence des mouvements des patients entre les 2 clichés | Erreur absolue point/point : <1mm | 6 SCP |
| Dansereau <i>et coll.</i> , 1995 | DLT - Clichés FACE et PROFIL 9 repères / vertèbre | Vertèbres scoliotiques isolées, mesure de la cunéiformisation des corps vertébraux | Comparaison avec des mesures directes des déformations vertébrales | Erreurs angulaires : Cunéiformisation : 2° Direction de plus grande déformation : 6° | 9 SCP Modélisation des plateaux vertébraux par des ellipses |
| Andre <i>et coll.</i> , 1994 | DLT Clichés FACE 0°, FACE 20° et PROFIL 6 repères / vertèbre | - 5 patients scoliotiques - 50 billes métalliques - fantôme en résine | Influence des erreurs d'indentification des repères dans les radiographies Optimisation de l'orientation d'une 3ème prise de vue de face. | Erreur d'identification de 2mm entraîne une erreur 3D de 5 mm. Points supérieurs et inférieurs des pédicules sont les mieux reconstruits – Orientation de 20° | 6 SCP |
| Aubin <i>et coll.</i> , 1997 | DLT & Krigeage Clichés FACE et PROFIL 6 & 21 repères / vertèbre | 1 rachis thoraco-lombaire sain (17 vertèbres) | Comparaison à des mesures directes : a- erreurs point/point b- erreurs sur les paramètres linaires | a- Modélisation 6 et 21 points : 2,6 (σ :2,4) mm b- Modèles 6 points : 2,3 (σ :2,0) mm Modèles 21 points : 1,8 (σ :2,0) mm | 21 SCP + modèle complet & 6 SCP + modèle complet |
| Mitton <i>et coll.</i> , 2000; Veron, 1997 | NSCP Clichés FACE et PROFIL 21 à 28 points / vertèbre | 6 Rachis cervicaux supérieurs (18 vertèbres) | Comparaison à des modèles obtenus par mesures directes (Erreurs points / surfaces) | Occiput (194 points) : Moy:1,9 RMS: 2,7 Max:16,0 mm Atlas (199 points) : Moy:1,0 RMS:1,2 Max:4,3 mm Axis (211 points) : Moy:0,8 RMS:1,0 Max:3,9 mm | Modèle détaillé (~200 points) |
| Mitulescu <i>et coll.</i> , 2001 | NSCP Clichés FACE et PROFIL 21-33 repères / vertèbre | 6 Rachis lombaires asymptom. (18 vertèbres) | Comparaison à des mesures directes : a-Erreurs points / surfaces (178 points) b-Calcul de paramètres | a-Moy:1,1 RMS:1,4 Max:7,8 mm b-Erreur relative < 9 % | Modèle détaillé (178 points) |
| Mitulescu <i>et coll.</i> , 2002 | NSCP Clichés FACE et PROFIL 21-33 repères / vertèbre | 14 Patients scoliotiques (58 vertèbres) | Comparaison au CT-scan : Erreurs points / surfaces (120 à 178 points) | Moy:1,5 RMS:2,0 Max:19,7 mm | Modèle détaillé (120-178 points) |
| Le Bras <i>et coll.</i> , 2003 | NSCP Clichés FACE et PROFIL Système EOS™ 20-28 repères / vertèbre | 36 vertèbres sèches (cervicales basses, thoraciques et lombaires) | Comparaison au CT-scan : Erreurs points / surfaces (2083 à 2174 points) | Cervicales basses (2056 pts) : Moy:0,7 RMS: 0,9 Max:4,2 mm Thoraciques (2174 points) : Moy:0,9 RMS:1,2 Max:5,6 mm Lombaires (2083 points) : Moy:0,9 RMS:1,2 Max:5,8 mm | Modèle détaillé (~2000 points) |
| Benamer <i>et coll.</i> , 2003 | modèle déformable statistique & extraction de contours sur les Clichés FACE et PROFIL 6 repères / vert. | 13 patients scoliotiques (57 vertèbres lombaires et thoraciques) | Comparaison au CT-scan : Erreurs points / surfaces (~200 points) | Thoracique : Moy: 1,48 Max: 6,44 mm Lombaire : Moy: 0,71 Max: 3,76 mm | Modèle détaillé (~200 points) |
| Pomero <i>et coll.</i> , 2004 | SA (Modèle statistique, krigeage & 'Fine Tuning') Clichés FACE et PROFIL 8 points digitalisés /vert. | 14 Patients scoliotiques (58 vertèbres) (idem Mitulescu 2002) | Comparaison CT-scan (~2000) et SA (~200 points) : Erreurs points / surfaces | Moy:1,4 RMS: 1,8 Max:15,8 mm | Modèle détaillé (~2000 points) |

Tableau 6 : Synthèse des études de reconstruction 3D du bassin à partir de la stéréoradiographie.

| Référence | Méthodes | Echantillon | Type de Validation | Résultats | Eléments reconstruits en 3D |
|-------------------------------|---|--|--|--|-------------------------------|
| Gauvin <i>et coll.</i> , 1998 | DLT & DLT avec coefficients de confiance Clichés FACE et PROFIL 19 repères / bassin | - 11 patients scoliotiques | Erreurs de rétro projection des points reconstruits dans les images | Courbure sacrée : 0,2 (SD :0,1) mm Crêtes iliaques : 6,4 (SD :7,2) mm | 19 SCP |
| | | - 2 bassins secs | a- Erreurs de rétro projection des points reconstruits dans les images b- Comparaison avec des mesures directes pour les 19 repères anatomiques | a- Rétro projection toutes les régions \leq 1 mm b- Erreur 3D : Base du Sacrum : 1,8 (SD :0,5) mm Autres régions : 3,0 (SD :1,6) mm | |
| Mitulescu, 2001 | DLT, NSCP & Krigeage Clichés FACE et PROFIL 20 à 47 points / bassin (SCP & NSCP) | 8 bassins isolés | Comparaison avec mesures directes Erreurs points / surfaces (193 points) | Moy:3,4 RMS:5,6 Max:17,1 mm | Modèle complet (193 points) |
| Laporte, 2002 | DLT, NSCP & NSCC Clichés FACE et PROFIL Identification de : 8 SCP, 10 NSCC, 36 NSCP | 3 bassins secs | Comparaison au CT-scan : Erreurs points / surfaces (9000 points) | Moy:2,6 RMS:2,8 Max:7,9 mm | Modèle détaillé (9000 points) |
| Mitton <i>et coll.</i> , 2005 | DLT, krigeage avec/sans NSCC Clichés FACE et PROFIL Identification de : → 7 SCP ("barycentres" anatomiques) Krigeage "temps réel" : →gamme raffinée de 50 points Application NSCC optionnelle | 3 bassins frais (avec extrémité supérieure des fémurs) | Comparaison au CT-scan : a- Erreurs points / surfaces (9000 points) b- Erreurs paramètres morphométriques | Méthode sans NSCC : a- Moy:1,8 RMS:4,8 Max:11,5 mm b- Moy \leq 3.2%, Max=10.6% Méthode avec NSCC : a- Moy:1,6 RMS:4,3 Max:9,8 mm b- Moy \leq 2.5%, Max=5.0% | Modèle détaillé (9000 points) |

Tableau 7 : Synthèse des études de reconstruction 3D de la cage thoracique à partir de la stéréoradiographie.

| Référence | Méthodes | Echantillon | Type de Validation | Résultats | Eléments reconstruits en 3D |
|---------------------------|--|--|--|---|---|
| Dansereau et Stokes, 1988 | DLT & Splines Méthode Itérative 3 Clichés FACE 0 et 20° et PROFIL 11 repères / côte (dans FACE 0° et 20°)) + 4 repères sur les pédicules/vert. (dans chacune des 3 vues) + repères radio-opaques cutanés | a- 10 cages thoraciques saines b- 7 côtes isolées c- 1 objet de référence | a- Répétabilité de la méthode pour une cage thoracique b- Comparaison à des mesures directes c- Calculs de paramètres linéaires et comparaison aux mesures directes | a- Erreur point/point moyenne : 1,22 (SD : 1,04) mm b- Ecart moyen : 1,01 (SD : 0,72) mm c- Erreur : \pm 2 % | ligne moyenne des côte N°2 à 11 (côtes N°1 et 12 reconstruites mais non précises) |
| Benameur, 2004 | modèle déformable statistique & extraction de contours sur les Clichés FACE et PROFIL 2 rectangles de confinement de toute la cage thoracique | 20 paires de radiographies patients scoliotiques | Comparaison aux reconstructions selon <i>Dansereau & Stokes, 1988</i> Erreurs points / surfaces | Moy: 1.62 Max: 3.62 mm | ligne moyenne des côte N°1 à 11 |

2.2 Géométrie externe

La mesure de la géométrie externe, tout comme la mesure de la géométrie interne, se fait de différentes façons selon l'information recherchée. Ces informations peuvent être de 3 types :

- 1- paramètres géométriques : distance linéaire, angulation, circonférence, ... ;
- 2- points anatomiques 3D : coordonnées dans l'espace des points dans un repère global ;
- 3- modélisation surfacique 3D.

Le paragraphe suivant reprend brièvement quelques méthodes utilisées dans ce domaine.

2.2.1 Anthropométrie classique

Les différentes études présentées au paragraphe 1.4.1 (p.12) (Chandler *et coll.*, 1975; Clauser *et coll.*, 1969; Dempster, 1955; McConville et Churchill, 1980; Young *et coll.*, 1983 ; Rebiffe *et coll.*, 1982) utilisent des instruments de mesure anthropométrique classiques (différents types de toise, anthropomètre, pied à coulisse, mètre-ruban, goniomètre...) afin de déterminer tout un jeu de dimensions anthropométriques.

Ces mesures sont effectuées directement sur le sujet. Un grand nombre de ces mesures nécessite un palpé pour la localisation de points anatomiques spécifiques. De ce fait, il est important que les mesures soient faites par une personne compétente en anatomie.

2.2.2 Stéréophotométrie

Cette technique a pour objet de reconstruire en 3D des points anatomiques (identifiés par des marqueurs cutanés ou des cibles) répartis sur l'ensemble du corps du sujet. Ces points sont reconstruits à partir de photographies prises par au moins 2 caméras positionnées selon des incidences différentes par rapport au sujet.

Cette technique utilisée en anthropométrie entre autres par **McConville et Churchill**, et **Young et coll.** (McConville et Churchill, 1980; Young *et coll.*, 1983) a été appliquée en premier par **Herron et coll.** (Herron *et coll.*, 1974).

2.2.3 Triangulation laser (laser-based scanner)

Cette technique, souvent appelée "bodyscanning", permet la "numérisation du corps humain" selon l'expression couramment employée. En clair, elle permet l'acquisition en quelques secondes de tout ou partie de l'enveloppe externe du corps humain.

Ces techniques sont basées sur la technologie de triangulation scanner. Par exemple, pour le système *BodyScanner 3D* (LECTRA, Cestas, FRANCE), un rayon laser contournant le sujet (généralement selon un plan transversal) balaye (de haut en bas) l'ensemble de la surface du corps à reconstruire. Le contour laser projeté et déformé sur la peau du sujet est en parallèle visualisé par des caméras situées tout autour. Et selon la technique de triangulation chaque point du contour laser qui est simultanément filmé par au moins deux caméras est reconstruit en 3D, ce qui permet au final d'obtenir un nuage de points composé d'un très grand nombre de points permettant la description 3D de l'enveloppe externe du sujet "photographié". Enfin,

des logiciels développés en parallèle fournissent de façon automatisée un ensemble de mesures anthropométriques classiques (Surville, 2004).

Il est à noter que du fait de la variabilité inter-individuelle et de la difficulté de positionner un point anatomique sans palpation, certaines mesures automatisées ne sont pas très fiables, c'est pourquoi certains proposent l'utilisation de repères anatomiques placés sur la peau du sujet "scanné" pour une meilleure identification automatisée.

2.2.4 Méthode topographique de Moiré

Une méthode d'acquisition topographique faisant intervenir les franges de Moiré a été utilisée notamment dans le domaine médical pour l'acquisition de la surface du dos de patients scoliotiques pour le diagnostic et l'étude des déformations scoliotiques (Shinoto *et coll.*, 1981; Willner, 1979).

2.2.5 La Stéréoradiographie

Il est envisageable également d'obtenir une modélisation 3D de l'enveloppe externe du corps humain à partir des techniques (voir paragraphe 2.1.2 p.16) stéréoradiographiques (Assi *et coll.*, 2004; Champain, 1999; Dumas *et coll.*, 2004). Toutefois, ces méthodes sont, contrairement aux techniques précédentes, des méthodes de modélisation, basées sur une connaissance *a priori* de l'enveloppe reconstruite.

2.3 Conclusion

Ainsi, nous avons passé en revue les méthodes d'acquisition et modélisation géométrique de structures internes³ et externes du corps humain.

Concernant les structures internes, la reconstruction 3D par *tomodensitométrie* reste la référence en terme de *précision*. Selon **Aubin *et coll.*** et **Véron *et coll.*** (Aubin *et coll.*, 1997; Veron, 1997) l'erreur moyenne de reconstruction 3D est ~1mm, et les erreurs maximales ne dépassent pas 4mm (voir Tableau 4). Toutefois, du fait de la forte dose d'irradiation que nécessiterait la reconstruction de tout le squelette du tronc, cette modalité n'est pas applicable pour une acquisition sur volontaires.

Nous avons également mis en évidence le point fort de l'*IRM* par rapport aux autres modalités : son caractère *non invasif*. Néanmoins, la précision d'une telle modalité, en particulier pour la reconstruction de structures osseuses, n'a pas à notre connaissance été démontrée.

Ainsi, la stéréoradiographie semble être la modalité permettant de concilier les aspects de limitation de l'irradiation du sujet et de précision des reconstructions 3D.

Concernant l'anthropométrie (mesures externes), les trois modalités les plus précises sont : la mesure directe, la stéréophotométrie très intéressante pour l'acquisition 3D de points anatomiques, et le bodyscanning qui permet aussi bien la mesure de dimensions que la détermination de la position 3D de points anatomiques.

³ Nous n'avons pas présenté dans ce paragraphe l'échographie, autre modalité d'exploration de structures internes du corps humain, car elle n'a à notre connaissance jamais été mise en œuvre pour l'analyse des structures osseuses.

La méthode classique (à l'aide d'instruments de mesure anthropométriques classiques) est une méthode à la fois fiable et ne nécessitant pas d'appareil de mesure sophistiqué et coûteux. Cette méthode semble donc être tout-à-fait adaptée aux besoins de notre campagne de mesure sur volontaires.

Au final, la revue des différentes méthodes *in vivo* de quantification de la géométrie interne et externe du corps humain nous a permis d'orienter le choix des méthodes que nous utiliserons pour réaliser la morphométrie et l'anthropométrie de sujets volontaires dans le cadre de notre campagne de mesure.

- (1) Concernant la morphométrie, notre choix s'est finalement porté sur la reconstruction 3D par stéréoradiographie du squelette du tronc.
- (2) Concernant l'anthropométrie, parmi les méthodes présentées ici nous choisissons la méthode classique afin d'avoir des mesures à la fois fiables et faciles à réaliser.

3. Relations entre mesures anthropométriques et morphométriques

Cette partie⁴ est consacrée à la revue des travaux ayant établis des relations entre différentes dimensions externes et/ou internes du corps humain.

Parmi les études trouvées, certaines mettent en évidence l'existence de relations anthropométriques⁵ entre différentes dimensions externes (relations externe/externe, notés EXT/EXT). D'autres études mettent en évidence des relations interne/intern (INT/INT), et externe/intern (EXT/INT). Nous avons donc classé ces articles en trois catégories selon le type de relation.

3.1 Relations Externe/Externe

La plupart des études présentant des relations externe/externe ont été réalisées *in vivo*. Les études collectées ont été réalisées sur un échantillon de n=100 (Bhatnagar *et coll.*, 1984; Saxena, 1984) à 3000 (Rebiffe *et coll.*, 1982) sujets.

Estimation de la taille :

Ces études présentent pour la plupart une estimation de la *taille* à partir de dimensions externes d'une partie du corps (membres inférieurs, pied, bras, main – voir Tableau 8 et Tableau 9) :

- **Cheng *et coll.*** (Cheng *et coll.*, 2001), **Han et Lean** (Han et Lean, 1996), et **Ozaslan *et coll.*** (Ozaslan *et coll.*, 2003) ont évalué l'estimation de la taille à partir de la dimension des *membres inférieurs*. Ils rapportent que 95% des erreurs pour de telles estimations sont comprises entre 3.9 et 7.7cm.
- **Gordon et Buiska** (Gordon et Buikstra, 1992) et **Ozaslan *et coll.*** (Ozaslan *et coll.*, 2003) ont évalué l'estimation de la taille à partir de dimensions du *pied* (respectivement 95%err>8.6cm , et SEE>7.2cm).
- **Bassey** (Bassey, 1986) ont évalué l'estimation de la taille à partir de la demi-envergure des *bras* (distance entre le points sus-sternal et la base des doigts). Cette étude réalisée sur 63 hommes et 62 femmes Européens met en évidence une erreur standard (SEE : *Standard Error of the Estimate*) de 4.2 cm pour les hommes et 3.3 cm pour les femmes.
- **Abdel-Malek *et coll.*** (Abdel-Malek *et coll.*, 1990), **Bhatnagar *et coll.*** (Bhatnagar *et coll.*, 1984), et **Saxena** (Saxena, 1984) ont étudié l'estimation de la taille à partir de dimensions de la *main*. A ce propos, **Saxena** écrit que 'les résultats montrent qu'il existe des corrélations significatives entre la taille d'un individu et l'épaisseur et/ou la longueur de ses mains'.

⁴ Le contenu de cette partie est tiré en partie du livrable D02 (2nd Part / Paragraph 1.) du Projet HUMOS2 (HUMOS2-WP1-Task 1.2-Delivvable D02 référence : 1SER-040209-T1-DB).

⁵ Qu'elles concernent des dimensions externes (anthropométriques), des dimensions internes (morphométriques), ou les deux, pour simplifier, nous parlerons de relations anthropométriques dans la suite de ce chapitre.

Tableau 8 :Tableau de synthèse bibliographique sur l'estimation de la taille à partir de mesures externes des membres inférieurs.

| Référence | Référence Echantillon | | | Relation anthropométrique | | Qualité du modèle | | |
|--------------------------------|-----------------------|-----|------------------|-----------------------------|-------------------|-----------------------------|-----------------------|----------------------|
| | Sexe | n | Age (années) | Origine | Estimé | Prédicteur(s) | R ² (ou R) | SEE (ou 95%err) (cm) |
| Cheng <i>et coll.</i> , 2001 | M | 603 | - | Taiwan | Taille | Ht genou | R = 0.73 | 6.9 < 95%err < 7.7 |
| | | | | | Taille | Ht genou + Age | R ² =0.61 | - |
| | F | 576 | - | Taiwan | Taille | Ht genou | R=0.68 | 6.3 < 95%err < 7.2 |
| | | | | | Taille | Ht genou + Age | R ² =0.58 | - |
| Han et Lean, 1996 | M | 78 | 17-67 | G.B. | Taille | LLL | R ² =0.79 | SEE = 3.2 |
| | | | | | Taille | LLL+Age | R ² =0.81 | SEE = 2.9 |
| | F | 82 | 22-71 | G.B. | Taille | LLL | R ² =0.72 | SEE = 3.4 |
| | | | | | Taille | LLL+Age | R ² =0.76 | SEE = 3.2 |
| Ozaslan <i>et coll.</i> , 2003 | M | 203 | 30.7 (σ=10.4) | Turquie | Taille | Ht trochanter | R ² =0.58 | SEE = 4.3 |
| | | | | | Taille | Lgr cuisse | R ² =0.20 | SEE=5.9 |
| | | | | | Taille | LLL | R ² =0.56 | SEE=4.4 |
| | | | | | Taille | Lgr jambe (tibia) | R ² =0.55 | SEE=4.5 |
| | | | | | Taille | Ht & Lgr pied | R ² =0.49 | SEE=4.8 |
| | F | 108 | 35.3 (σ=9.13) | Turquie | Taille | Ht trochanter | R ² =0.43 | SEE=4.9 |
| | | | | | Taille | Lgr cuisse | R ² =0.05 | SEE=6.3 |
| | | | | | Taille | LLL | R ² =0.65 | SEE=3.9 |
| Taille | | | | | Lgr jambe (tibia) | R ² =0.63 | SEE=3.9 | |
| | | | | Taille | Ht et Lgr du pied | R ² =0.30 | SEE=5.4 | |
| Gordon et Buikstra, 1992 | M&F | 836 | 17-56 | US army (blancs & noirs) | Taille | Lgr & Ep pied + race + sexe | R ² =0.78 | 8.6 < 95%err < 8.7 |
| | | | | | Taille | Lgr & Ep pied | R ² =0.74 | 9.5 < 95%err < 9.6 |

M = masculin ; F = féminin ; 95%err = 95% des erreurs ; SEE = *standard error of the estimate* ; - : information non disponible ;

Ht = hauteur ; Lgr = longueur ; Ep = épaisseur ; LLL = longueur jambe inférieure (*lower leg length*).

Tableau 9 : Tableau de synthèse bibliographique sur l'estimation de la taille à partir de mesures externes des membres supérieurs.

| Référence | Echantillon | | | | Relation anthropométrique | | Qualité du modèle | |
|---------------------------------------|-------------|-----|---------------------|---------------|---------------------------|-------------------------------|-------------------|----------|
| | Sexe | n | Age (années) | Origine | Estimé | Prédicteur(s) | R ² | SEE (cm) |
| Han et Lean, 1996 | M | 78 | 17-67 | G.B. | Taille | <i>Arm span</i> | 0.64 | 4.0 |
| | F | 82 | 22-71 | G.B. | Taille | <i>Arm span</i> | 0.68 | 3.7 |
| Bassey, 1986 | M | 63 | 35 ($\sigma=9.7$) | Europe | Taille | <i>Demi-Arm span</i> | 0.56 | 4.2 |
| | F | 62 | 34 ($\sigma=9.1$) | Europe | Taille | <i>Demi-Arm span</i> | 0.55 | 3.3 |
| Abdel-Malek <i>et coll.</i> , 1990 | M&F | 166 | adultes | Egypte | Taille | Longueur & épaisseur main | - | 5.1 |
| Bhatnagar <i>et coll.</i> , 1984 | M | 100 | 19-25 | Inde (Penjab) | Taille | Longueur main | N.S. | N.S. |
| | | | | | Taille | Epaisseur main | N.S. | N.S. |
| Saxena, 1984 | M | 100 | 20-30 | Nigeria | Taille | Epaisseur et/ou longueur main | - | - |

M = masculin ; F = féminin ; 95%err = 95% des erreurs ; SEE = *standard error of the estimate* ;

N.S. : non spécifié ; - : information non disponible ; *Arm span* : envergure des bras.

Estimation du poids :

Des études proposent des équations pour estimer le *poids* à partir de dimensions externes. Par exemple, **Ruff** (Ruff, 2000) propose une estimation du poids à partir de la taille et de la largeur bi-iliaque du bassin (largeur médio-latérale maximale).

Ensemble du corps :

Enfin, quelques auteurs (e.g. Kaarma, 1995; Rebiffé *et coll.*, 1982) ont étudié les relations entre les dimensions de l'*ensemble du corps* (avec le poids et l'âge) :

- Selon **Kaarma**, qui a analysé l'anthropométrie de 670 jeunes femmes à l'aide de 37 mesures : 'Le corps féminin est dans son ensemble un système linéairement bien corrélé. (...) [De plus] il n'y a pas d'autres mesures comme le poids et la taille pouvant fournir une description effective de la composition générale du corps de la femme. (...). Un premier modèle anthropologique de l'ensemble du corps pourrait être une classification selon la taille et le poids du corps'.
- **Rebiffé *et coll.*** ont réalisé des mesures sur 1665 hommes et 1587 femmes. Ils fournissent les résultats de l'analyse statistique descriptive (valeurs moyennes, écarts-types, 5^e, 50^e, et 95^e percentiles) pour les hommes et les femmes, et présentent les corrélations entre 29 mesures anthropométriques sous la forme de matrices de corrélations.

Ces matrices mettent en évidence un certain nombre de relations entre les mesures. Ainsi, pour les hommes ou les femmes, le coefficient de corrélation est supérieur ou égal à 0.8 entre le poids et : la largeur aux épaules ou la largeur du bassin (sujet assis), et entre la taille et : la hauteur du buste, la hauteur creux poplite-sol, ou la hauteur genou-sol.

Cette étude propose également une méthode d'estimation d'un paramètre Y par rapport à un autre paramètre X à l'aide de leurs valeurs moyennes \bar{X} et \bar{Y} , leur écarts-types σ_x et σ_y , et leur coefficient de corrélation r_{xy} sur l'échantillon mesuré (voir Équation 1). A l'aide de cette équation on détermine ainsi, à X constant, les limites de Y englobant un pourcentage donné d'individus (selon la valeur de K).

$$Y = \left(r_{xy} \cdot \frac{\sigma_y}{\sigma_x} \cdot (X - \bar{X}) + \bar{Y} \right) \pm K \cdot \sigma_y \cdot \sqrt{(1 - r_{xy}^2)}$$

| | | |
|------|-------------|-------|
| Pour | $K = 1$ | 68.3% |
| | $K = 1.645$ | 90.0% |
| | $K = 2$ | 95.4% |

Équation 1 : Estimation d'un paramètre Y à partir d'un paramètre X (D'après Rebiffé *et coll.*, 1982).

3.2 Relations Externe-Interne

Les études traitant de relations interne/externe ont été effectuées principalement sur SHPM, mais certaines ont été réalisées *in vivo* (Baddeley *et coll.*, 1986; Colombini *et coll.*, 1989; Himes *et coll.*, 1977; Introna *et coll.*, 1993a; Lin *et coll.*, 1992; Munoz *et coll.*, 2001; Pelin et Duyar, 2003; Shintaku et Furuya, 1990 ; Gladisch *et coll.*, 1988).

La plupart des auteurs ont étudié des corrélations reliant une (ou des) dimension(s) interne(s) avec la *taille*.

Estimation de la taille à partir des os longs :

De très nombreuses études proposent une estimation de la taille à partir de la longueur des os longs des membres inférieurs et supérieurs : humérus, ulna, radius, fémur, tibia, fibula (Allbrook, 1961; Badkur et Nath, 1990; Breitingner, 1938; Choi *et coll.*, 1997; De Mendonca, 2000; Dupertuis et Hadden, 1951; Genoves, 1967; Gralla *et coll.*, 1993; Introna *et coll.*, 1993b; Jantz, 1992; Kate et Mujumdar, 1976; Keen, 1953; Lundy, 1985; Mall *et coll.*, 2001; Munoz *et coll.*, 2001; Paturet, 1951; Pearson, 1898; Pelin et Duyar, 2003; Radoinova *et coll.*, 2002; Stevensen, 1929; Stewart, 1940; Telkkä, 1950; Testut et Latarget, 1948; Trotter et Gleser, 1952a; Trotter et Gleser, 1952b; Trotter et Gleser, 1977). Parmi ces auteurs, certains ont également analysé les relations avec l'âge (Radoinova *et coll.*, 2002).

Estimation de la taille à partir de divers os :

Mais, la taille a également été estimée à partir de la dimension des os suivants :

- scapula (Campobasso *et coll.*, 1998; Olivier et Pineau, 1957) ;
- clavicule (Jit et Singh, 1956; Singh et Sohal, 1952) ;
- os du pied (métatarse, calcaneus, talus) (Byers *et coll.*, 1989; Holland, 1995) ;
- os de la main (métacarpe, phalange) (Himes *et coll.*, 1977; Meadows et Jantz, 1992; Musgrave et Harneja, 1978; Shintaku et Furuya, 1990) ;
- crâne (Chiba et Terazawa, 1998; Introna *et coll.*, 1993a) ;
- bassin (Holland *et coll.*, 1982; Ruff *et coll.*, 1997) ;
- rachis (Colombini *et coll.*, 1989; Jason et Taylor, 1995; Leiviska *et coll.*, 1985; Lin *et coll.*, 1992; Terazawa *et coll.*, 1990).

Il est à noter que le domaine d'application principal de ces différentes études est la médecine légale (angl. *forensic science*), notamment pour la détermination de l'identité de victimes de catastrophes naturelles ou d'actes terroristes. Ainsi, à partir de segments corporels il est envisageable d'estimer la taille de la victime ou d'autres données anthropométriques qui aideront à l'identification du corps.

Organes mous :

Enfin, il peut être envisageable également d'estimer des dimensions d'organes mous à partir de dimensions externes. Ainsi, les corrélations entre les dimensions d'organes (foie, rate, pancréas, veine porte) et : le sexe, l'âge, le poids, la taille et l'aire de l'enveloppe corporelle ont été étudiées par **Niederrau *et coll.*** (Niederrau *et coll.*, 1983). Toutefois, une de leurs conclusions est : 'les corrélations entre les diamètres longitudinal et transversal des organes

avec des données physiques sont pauvres (r inférieur ou égal à 0.3)'. **Baddeley et coll.** et **Gladish et coll.** (Baddeley *et coll.*, 1986; Gladish *et coll.*, 1988) quant à eux ont étudié le volume du foie par rapport au poids, la taille et l'aire de l'enveloppe corporelle et font état de l'existence de corrélations significatives.

Le Tableau 10 ci-dessous présente un certain nombre d'études ayant analysé une (ou plusieurs) relations externe/interne entre la taille et des paramètres internes en mentionnant la qualité du modèle (erreur standard (SEE), 95% de erreurs (95%err), ou le coefficient de corrélation (R)). On peut constater que la longueur des os longs (des membres inférieurs ou supérieurs) est le paramètre le plus corrélé à la taille. Suivent ensuite des paramètres mesurés sur le rachis, des os du pied, ou de la main, puis ensuite les dimensions de la clavicule et du crâne. Le bassin quant à lui semble plus faiblement lié à la taille. D'ailleurs selon **Greulich** (Greulich *et coll.*, 1939) les relations entre les dimensions externes chez un sujet féminin et les dimensions du bassin ne sont pas fortes.

Tableau 10 : Tableau de synthèse bibliographique sur les régressions reliant la taille à des mesures de divers structures internes.

| Référence | Echantillon | | | Relation anthropométrique | | Qualité du modèle SEE (ou 95%err) (cm) ou R | |
|-----------------------------------|-------------|--------------|-----------------------|---------------------------|--------|--|-------------------------|
| | Sexe | n | Age (années) | Origine | Estimé | | Organe(s) Prédicteur(s) |
| Trotter et Gleser, 1952a | M | - | - | E.-U. (Blancs) | Taille | Humérus, radius, ulna | SEE = 4.05-4.32 |
| | | | | | Taille | Fémur, tibia, fibula | SEE = 3.27-3.37 |
| | F | - | - | E.-U. (Blancs) | Taille | Humérus, radius, ulna | SEE = 4.24-4.45 |
| | | | | | Taille | Fémur, tibia, fibula | SEE = 3.57-3.72 |
| De Mendonca, 2000 | M | 100 | 20-59 | Portugal | Taille | Humérus | 95%err = 8.44 |
| | | | | | Taille | Fémur | 95%err = 6.90-6.96 |
| | F | 100 | 20-59 | Portugal | Taille | Humérus | 95%err = 7.70 |
| | | | | | Taille | Fémur | 95%err = 5.92-5.96 |
| Choi <i>et coll.</i> , 1997 | M | 40-44 | 20-86 | Corée | Taille | Humérus, radius, ulna | SEE = 4.62-4.97 |
| | | | | | Taille | Fémur, tibia, fibula | SEE = 3.96-4.23 |
| Jit et Singh, 1956 | M&F | - | - | Inde (Penjab) | Taille | Clavicule (gauche) | SEE = 6.17 |
| | | | | | Taille | Clavicule (droite) | SEE = 6.57 |
| Campobasso <i>et coll.</i> , 1998 | M | 40 | - | Italie | Taille | Scapula | - |
| | F | 40 | - | Italie | Taille | Scapula | - |
| Musgrave et Harneja, 1978 | M&F | - | - | Blancs | Taille | Métacarpes | SEE = 4.70-8.15 |
| Shintaku et Furuya, 1990 | F | 231 | Etudiants | Japon | Taille | Phalanges | SEE = 3.59-4.27 |
| | M | 77 | 43.4($\sigma=16.7$) | Japon | Taille | Crâne | SEE = 6.81-7.12 |
| | F | 47 | 47.4($\sigma=19.9$) | Japon | Taille | Crâne | SEE = 5.89-6.97 |
| Chiba et Terazawa, 1998 | M&F | 124 | 44.8($\sigma=18.0$) | Japon | Taille | Crâne | SEE = 7.28-8.59 |
| | M&F | 130 | adultes | Mexique | Taille | Métatarses | SEE = 4.0-7.6 |
| Byers <i>et coll.</i> , 1989 | M&F | 50+50 | Ados. & adultes | Blancs et noirs | Taille | Calcaneus, talus | SEE = 4.09-6.11 |
| Holland <i>et coll.</i> , 1982 | M | 242 | 40.3($\sigma=11.6$) | Irlande | Taille | Bassin | R \leq 0.44 |
| | F | 314 | 37.7($\sigma=12.4$) | Irlande | Taille | Bassin | R \leq 0.39 |
| Ruff <i>et coll.</i> , 1997 | M | $n_M+n_F=56$ | N.S. | Mondial | Poids | Taille + Bassin | R = 0.90 |
| | F | | N.S. | Mondial | Poids | Taille + Bassin | R = 0.82 |
| Tibbetts, 1981 | M | 100 | - | E.-U. (Noirs) | Taille | Groupes de vertèbres | SEE = 5.47-6.79 |
| | F | 100 | - | E.-U. (Noirs) | Taille | Groupes de vertèbres | SEE = 5.31-6.83 |
| Terazawa <i>et coll.</i> , 1985 | M | - | - | Japon | Taille | Colonne vertébrale | SEE = 4.28 |
| | F | - | - | Japon | Taille | Colonne vertébrale | SEE = 4.79 |
| Terazawa <i>et coll.</i> , 1990 | M | 42 | 12-62 | Japon | Taille | LLPS | SEE = 6.16 |
| | F | 29 | 14-69 | Japon | Taille | LLPS | SEE = 4.05 |
| Jason et Taylor, 1995 | M | 167 | 18-86 | E.-U. (Blancs) | Taille | Segments Cerv., Thor., Lomb. | SEE = 5.29-6.66 |
| | | | | | Taille | Segments Thor., Lomb. + Age | SEE = 5.71-6.34 |
| | F | 58 | 18-86 | E.-U. (Blancs) | Taille | Segments Cerv., Thor., Lomb. | SEE = 5.32-7.11 |
| | | | | | Taille | Segments Cerv., Thor., Lomb. | SEE = 2.6-5.41 |

M = masculin ; F = féminin ; 95%err = 95% des erreurs ; SEE = *standard error of the estimate* ; N.S. : non spécifié ; - : pas à disposition ; LLPS = longueur du rachis lombaire (*length of the lumbar part of the spine*).

3.3 Relations Interne-Interne

Les auteurs qui ont étudié les relations INT/INT de différentes structures du corps humain ont essentiellement basé leur étude sur des spécimens anatomiques (*in vitro*). Néanmoins, un certain nombre d'études ont été faites *in vivo*.

En fait, la plupart de ces études ont en fait réalisé une étude morphométrique d'une structure isolée du corps humain, et ont poussé l'analyse à la détermination de corrélations entre les mesures recueillies. Toutefois, selon les données fournies par les publications rapportant ces études, il peut être possible dans certains cas de réaliser l'analyse des corrélations *a posteriori* même si cette analyse n'avait pas été faite initialement (voir paragraphes 1.1 à 1.3 pp. 4-9 : études morphométriques sur le squelette du tronc).

De plus, très peu d'études rapportent des relations internes entre des structures distinctes (mesure sur un même sujet de paramètres morphométriques de différentes structures et analyse des corrélations entre elles).

Ensemble du squelette :

On peut néanmoins citer des travaux en anatomie, comme ceux réalisés par **Paturet** (Paturet, 1951) ou **Testut et Latarget** (Testut et Latarget, 1948) qui ont analysé l'anatomie de la plupart des structures osseuses du corps et fournissent des données qualitatives ou quantitatives sur les dimensions et les "règles" de proportions de ces structures.

Bassin :

Concernant le bassin, que ce soit pour les hommes ou pour les femmes **Rosenberg** (Rosenberg, 1988) et **Walrath et Glantz** (Walrath et Glantz, 1996) mettent en évidence trois paramètres pelviens (le diamètre transverse de l'*inlet* (conjugé obstétrical), le diamètre bi-épineux, et la distance acetabulo-symphysaire) corrélés au poids et au diamètre élevé au carré de la tête fémorale.

De plus, selon **Greulich et Ince et Young** la forme de l'*inlet* pelvien (Greulich *et coll.*, 1939) et du faux diamètre transverse du pelvis (Ince et Young, 1940) sont corrélés avec la largeur bi-acromiale.

Enfin, **Tague** (Tague, 2000) a réalisé une étude sur des spécimens anatomiques de squelettes plus ou moins complets (n=32-256). Il a mesuré 28 paramètres pelviens, ainsi que trois paramètres non-pelviens (longueur maximale du fémur, diamètre de la tête fémorale, et la longueur maximale de la clavicule). Il a pu conclure à l'existence de corrélations entre quelques-uns des 28 paramètres pelviens mesurés et ces trois paramètres non-pelviens (en particulier la longueur de la clavicule ($R_{\max}=0.57$)).

Vertèbres :

Concernant les vertèbres, l'équipe du LBM (Laporte *et coll.*, 2000) qui a réalisé 81 mesures sur 373 vertèbres thoraciques et lombaires ont conclu sur l'existence de fortes corrélations entre certains paramètres telle que la localisation des facettes articulaires ou la largeur et le

hauteur des pédicules, et les dimensions du corps vertébral qui sont accessibles sur des clichés radiographiques.

Os longs :

Des corrélations entre dimensions des os longs (humérus, ulna, radius, fémur, tibia, fibula) ont été étudiées par quelques auteurs (Badkur et Nath, 1990; Gralla *et coll.*, 1993; Kate et Mujumdar, 1976; Rother *et coll.*, 1985). **Badkur et Nath** (Badkur et Nath, 1990) ont déterminé des relations INT/INT pour l'ulna, permettant de déterminer sa longueur maximale à partir de fragments d'ulna. **Gralla et coll.** (Gralla *et coll.*, 1993) ont étudié les corrélations entre les longueurs et les circonférences des os suivants : humérus, ulna, radius, fémur, tibia, fibula. **Kate et Mujumdar** (Kate et Mujumdar, 1976) ont vérifié qu'il existe une corrélation significative entre la longueur du fémur et celle de l'humérus. **Rother et coll.** (Rother *et coll.*, 1985) ont étudié les proportions du fémur et de l'humérus en fonction de leur longueur.

Crâne :

Quelques auteurs ont étudié les relations INT/INT du crâne (Gaivoronskii *et coll.*, 2001; Hilloowala *et coll.*, 1998; Nagashima *et coll.*, 1998; Rude et Mertzluft, 1987). Selon **Rude et Mertzluft** 'les crânes des femmes présentent généralement des coefficients de corrélation plus grands que les hommes'.

3.4 Conclusion

L'existence de nombreuses relations EXT/EXT, EXT/INT, et INT/INT a été étudiée et prouvée par la littérature.

Un grand nombre de mesures anthropométriques (externes) ou morphométriques (internes) peuvent être corrélées à la taille (relations EXT/EXT ou EXT/INT).

Il ressort également des différentes études réalisées qu'il existe des différences significatives entre les relations statistiques déterminées selon l'origine, l'âge et le sexe des individus à partir desquels ces relations ont été établies.

Nous avons également pu collecter des informations pertinentes sur les relations concernant le squelette du tronc. Ainsi, les vertèbres ont largement été analysées jusqu'à aujourd'hui, et l'existence de relations INT/INT et EXT/INT prouvée. Il en est de même concernant le bassin. Toutefois, nous n'avons pas trouvé d'études mettant en évidence des relations régissant la géométrie du thorax. De plus, parmi l'ensemble des études collectées seulement un petit nombre concerne des sujets européens.

Enfin, à notre connaissance aucun auteur n'a réalisé, sur un assez grand nombre de sujets européens, les mesures du squelette du tronc entier couplées à des mesures externes, pour en déterminer des relations à la fois EXT/EXT et INT/INT, mais aussi EXT/INT.

4- Synthèse et objectifs de la thèse

La revue bibliographique réalisée nous a permis d'aboutir aux conclusions ci-dessous.

La revue des travaux effectués en anthropométrie et morphométrie du squelette du tronc, nous a montré que la littérature ne nous fournit pas d'information nous permettant d'analyser la géométrie externe *et* interne du tronc sur un même individu.

Une nouvelle campagne de mesure des géométries externe *et* interne d'un échantillon significatif de sujets asymptomatiques sera réalisée. Les références anthropométriques et morphométriques précédemment citées seront utiles, notamment pour la rédaction d'un protocole de mesures anthropométriques et morphométriques.

La revue des travaux effectués sur l'acquisition et la modélisation géométrique 3D a mis en évidence la faisabilité d'une analyse anthropométrique et morphométrique *in vivo*, et les différentes techniques d'acquisition.

Nous choisissons en conséquence de réaliser une étude anthropométrique sur des volontaires par des instruments de mesure classiques, et de réaliser une étude morphométrique du squelette du tronc sur ces mêmes volontaires à l'aide de la reconstruction 3D par stéréoradiographie. Cela nous amènera notamment à évaluer une technique de reconstruction 3D du thorax.

Enfin, la revue des travaux réalisés sur l'existence et l'évaluation de relations anthropométriques, a montré qu'à notre connaissance aucune étude n'a évalué l'existence de relations à la fois externe/externe et interne/interne, mais aussi externe/interne entre les mesures du squelette du tronc entier et les mesures externes d'un même individu.

Une étude statistique sur les données anthropométriques et morphométriques acquises lors de notre campagne de mesure sur volontaires devra être réalisée pour déterminer et évaluer de telles relations.

Ainsi, le travail personnel réalisé au cours de cette thèse aura pour but d'atteindre dans l'ordre les trois objectifs suivants :

- 1- réaliser une campagne de mesures *in vivo* combinant des mesures géométriques internes et externes d'un grand nombre de sujets, et en déduire des tendances anthropométriques et morphométriques ;
- 2- déterminer et analyser des relations géométriques (EXT/EXT, INT/INT et/ou INT/INT) existantes pour la population mesurée, afin d'estimer le plus grand nombre de mesures externes et internes à partir d'un nombre réduit de mesures corporelles non invasives ;
- 3- évaluer la méthode de reconstruction stéréoradiographique 3D de la cage thoracique.

Chapitre 2 Matériels et méthodes

La réalisation du travail personnel durant la présente thèse a nécessité la participation de volontaires, des outils de mesures anthropométriques et morphométriques, et l'application d'outils statistiques. Cette partie présente un aperçu de ces différents points ayant servi de base au travail de cette thèse.

1. Recrutement des volontaires

En tout 85 sujets asymptotiques ont participé à cette étude. La constitution de la population des sujets volontaires est présentée dans le Tableau 11.

1.1 Population de sujets volontaires mesurés

Les volontaires ont été recrutés afin de constituer une population d'au moins 15 sujets féminins de petite taille (SmallF), 30 sujets masculins de taille moyenne (MidM), et 15 sujets masculins de grande taille (TallM). De plus, une vingtaine de sujets supplémentaires se situant en-dehors de ces catégories ont aussi été recrutés en guise de sujets tests.

Tableau 11 : Population des volontaires. Le tableau fournit les valeurs moyennes (et écarts-types) de l'âge, la taille debout et assis, le poids, et le BMI. SmallF = sujets féminins petite taille ; MidM et TallM = respectiv. sujets masculins taille moyenne et grande taille ; hors catég. : sujets en-dehors des catégories SmallF, MidM, et TallM.

| Sujets | Nb. | Age (années) | Taille (cm) | Taille assis (cm) | Poids (kg) | BMI (kg/m ²) |
|---------------|-----|--------------|-------------|-------------------|------------|--------------------------|
| SmallF | 16 | 32.5(11.6) | 159(3.2) | 83.5(2.3) | 50.4(2.4) | 19.9(1.0) |
| MidM | 33 | 27(4.8) | 180(6.2) | 92.4(3.0) | 76.1(5.9) | 23.6(1.6) |
| TallM | 15 | 33.5(11.1) | 185(4.9) | 94.7(2.5) | 100.2(7.5) | 29.3(1.7) |
| F hors catég. | 14 | 27.3(5.0) | 164.8(5.9) | 86.3(2.7) | 61.5(5.4) | 22.7(2.5) |
| M hors catég. | 7 | 25.3(2.5) | 175.3(3.7) | 89.0(1.0) | 60.7(2.9) | 19.8(1.4) |

Tableau 12 : Définition des 5e, 50e, et 95e percentiles (d'après Serre *et coll.*, 2004b).

| Catégorie | Taille (cm) | Taille assis (cm) | Poids (kg) | BMI (kg/m ²) |
|-----------|-------------|-------------------|------------|--------------------------|
| 5e F | 154 | 83 | 47 | 19.8 |
| 50e M | 178 | 94 | 77 | 24.3 |
| 95e M | 190 | 100 | 103 | 28.5 |

Les critères de sélection des sujets sont basés sur la définition européenne des 5^e, 50^e, et 95^e percentiles⁶ proposée par **Serre *et coll.*** (Serre *et coll.*, 2004b). Pour chacun des trois percentiles, 5^e F (5^{ème} percentile femme), 50^e M (50^{ème} percentile homme), et 95^e M (95^{ème} percentile homme), ils fournissent un poids, une taille, et un BMI⁷ spécifiques (voir Tableau 12).

⁶ Les 5^e, 50^e, et 95^e percentiles se rapportent respectivement aux 5^e percentile femme, 50^e percentile homme, et 95^e percentile homme, et donc les valeurs morphologiques les caractérisant sont issues de deux distributions distinctes femmes et hommes.

⁷ BMI(ou IMC) = Indice de Masse Corporelle (angl. *BMI = Body Mass Index*)

Par exemple, un sujet MidM était sélectionné si son poids (P), sa taille (T), et son BMI satisfaisaient aux trois conditions suivantes :

$$\begin{aligned} (1) & P^{50e} - 10\% P^{50e} < P < P^{50e} + 10\% P^{50e} \\ (2) & T^{50e} - 10\% T^{50e} < T < T^{50e} + 10\% T^{50e} \\ (3) & BMI^{50e} - 10\% BMI^{50e} < BMI < BMI^{50e} + 10\% BMI^{50e} \end{aligned}$$

Les sujets SmallF et TallM ont été sélectionnés de la même façon à l'aide des valeurs de référence de respectivement 5^e F et 95^e M.

1.2 Enregistrement légal du protocole

Etant donné que les mesures morphométriques sont faites à l'aide d'un système radiographique exposant le sujet à une irradiation, il a été nécessaire d'enregistrer légalement notre protocole. Pour ce faire, les étapes suivantes ont été réalisées :

- Un dossier complet décrivant l'ensemble du protocole de recherche sur sujets volontaires a été soumis à un comité d'éthique (*CCPPRB : Comité Consultatif pour la Protection des Personnes se prêtant à une Recherche Biomédicale*), à la suite de quoi le Comité a émis un avis favorable à la réalisation des mesures (Etude N°02547).
- Ce dossier a également été soumis au *Comité Consultatif sur le Traitement de l'Information en matière de Recherche dans le domaine de la Santé* afin d'enregistrer notre protocole auprès de la *CNIL (Commission Nationale de l'Informatique et des Libertés – www.cnil.fr, dernier accès : août 2005)* (Dossier N°903044).
- Afin de pouvoir enregistrer le local, où les mesures seront effectuées, comme lieu de recherche auprès de la *DRASS (Direction Régionale des Affaires Sanitaires et Sociales)* et de pouvoir accueillir les volontaires, une convention entre notre laboratoire de recherche (*LBM-ENSAM-CNRS 8005*) et le service des urgences de l'Hôpital Pitié-Salpêtrière a également été mise en place. De plus, le système de mesure radiologique basse dose EOSTM a été déclaré à la *DGSNR (Direction Générale de la Sécurité Nucléaire et de la Radioprotection)*.
- En dernier lieu, le protocole a pu être officiellement enregistré à la *DGS (Direction Générale de la Santé)* (N°DGS 2003/0046).

L'ensemble de ces démarches qui ont été conduites sur une période de 6 mois (d'octobre 2002 à avril 2003) a dû être mené spécifiquement pour cette campagne de mesure.

Ensuite, conformément aux réglementations régissant les recherches biomédicales sur volontaires sans bénéfice individuel direct, après avoir été informé du projet et des mesures réalisées, chaque volontaire participant à notre protocole a signé un formulaire de consentement éclairé.

2. Protocoles de mesures anthropométriques et stéréoradiographiques

Deux types de données ont été collectées : des mesures externes (anthropométriques) et internes (morphométriques).

2.1 Mesures externes

Plus de 50 mesures anthropométriques ont été réalisées sur chacun des volontaires. Ces mesures ont été prises en position assise et debout. Les informations collectées incluaient l'âge, le sexe, le poids, différentes longueurs, hauteurs, circonférences et un angle (voir Chapitre 4 : Tableau 13, voir aussi en Annexe 1). L'ensemble de ces mesures externes était réalisé sur chaque sujet en à peu près 20 minutes.

Ces mesures ont été réalisées à l'aide d'instruments classiques (toises, mètre-rubans, goniomètre, pèse-personne). Une étude de répétabilité de ces mesures a mis en évidence des écarts moyens entre deux mesures répétées avec au moins une semaine d'intervalle par le même opérateur (et écarts-types σ) de 0.9cm($\sigma=0.8$ cm), 1.4kg($\sigma=1.2$ kg), et 8.8° ($\sigma=7.4^\circ$).

2.2 Mesures internes

L'acquisition géométrique des structures internes a été réalisée à partir du système EOS™.

Le système EOS™ est le fruit d'une collaboration entre le Laboratoire de Biomécanique de l'ENSAM, UMR CNRS 8005, Paris (LBM), le Laboratoire de recherche en Imagerie et Orthopédie, ETS et CHRCUM, Montréal (LIO), l'Hôpital St-Vincent de Paul, Paris, et la société Biospace Instruments®, Paris.

C'est un dispositif de stéréoradiographie, constitué de deux détecteurs gazeux dits "micromégas" issus des travaux ayant valu le prix Nobel de Physique au Pr. G. Charpak en 1992. La technologie de ces détecteurs leur permet de détecter de très faibles expositions aux rayons X sans être rapidement saturés. L'image numérique ainsi obtenue est caractérisée par une très grande dynamique (contraste et luminosité) permettant de visualiser pour une même acquisition tissus mous (très faible atténuation des rayons X) et tissus osseux (forte atténuation) – voir Figure 9. Pour une qualité d'image comparable, les études cliniques montrent que la dose d'irradiation pour une radiographie EOS est de 8 à 10 fois inférieure comparée à la radiographie conventionnelle (Kalifa *et coll.*, 1998 ; Dubousset *et coll.*, 2005). Lors de la réalisation d'un cliché stéréoradiographique les deux détecteurs couplés à deux sources fonctionnent simultanément et balayent verticalement l'ensemble de la zone à radiographier avec une vitesse pouvant atteindre 0.5 m/s (balayage tête-pied en 10 à 20 secondes).

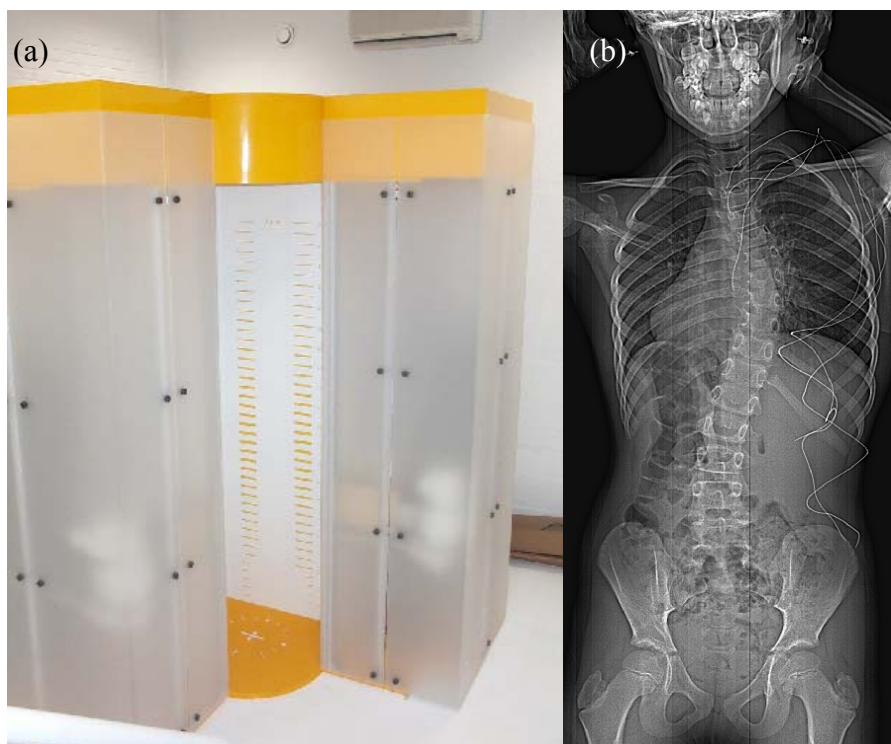


Figure 9 : (a) Prototype EOSTM (Source LBM-ENSAM Paris) ; (b) Exemple d'image EOS (Source Hôpital Saint-Vincent-de-Paul, Service de Radiologie, AP-HP Paris).

Ainsi, utilisant le système EOSTM, deux paires de radiographies (FACE et PROFIL) ont été prises sur chaque volontaire : (1) en position assise, et (2) en position debout (voir Figure 10 et Figure 11). Pour la position assise, on demandait au sujet de redresser le dos contre un dossier radio-transparent vertical, avec les humérus orientés à 45° (voir Figure 10). Pour la position debout, on demandait au sujet de trouver sa posture de confort et de positionner ses humérus à 30° pour ne pas masquer la colonne thoracique sur le cliché latéral (voir Figure 10). Enfin, dans les deux postures, le clinicien positionnait la tête de façon à orienter horizontalement le plan de Francfort.

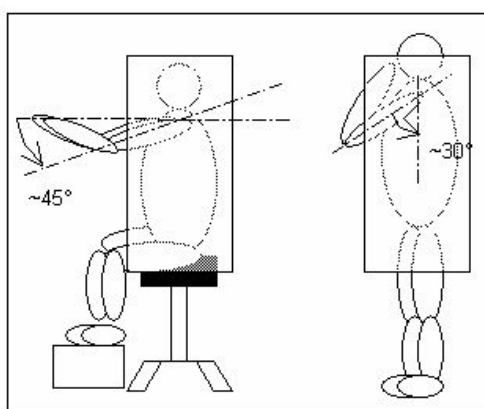


Figure 10 : Posture du sujet durant les acquisitions stéréoradiographiques.

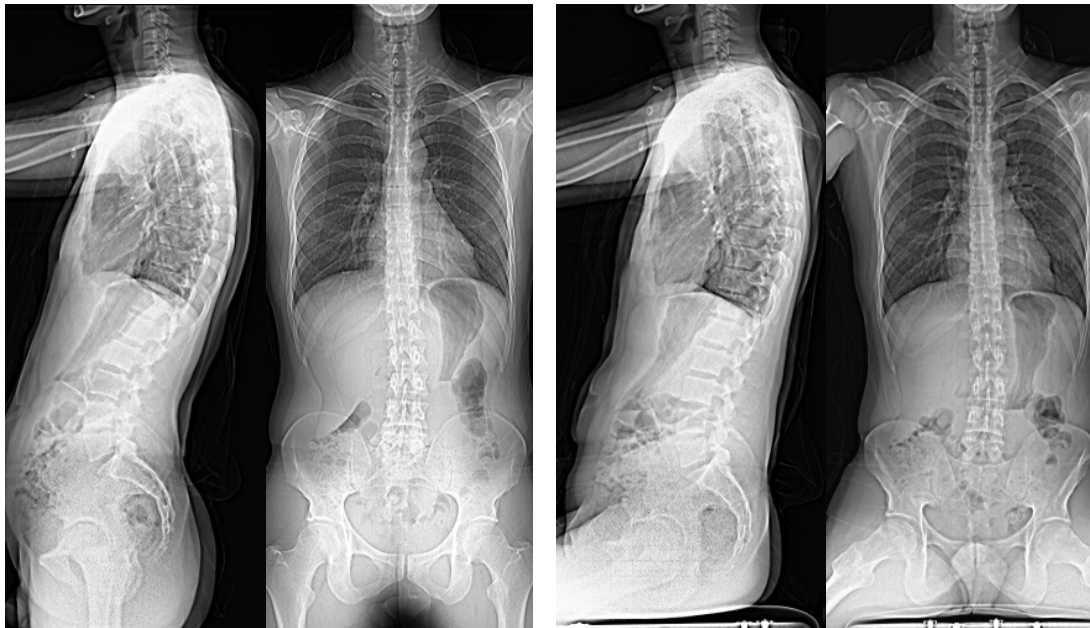


Figure 11 : Clichés stéréoradiographiques sur un sujet MidM en positions debout et assise.

Les données internes ont été obtenues à partir des clichés radiographiques à l'aide de techniques développées par le *LBM-ENSAM-CNRS Paris* en collaboration avec le *Laboratoire de recherche en Imagerie et Orthopédie LIO Montréal* (ETS – CRCHUM). Ces techniques permettent d'obtenir une modélisation 3D personnalisée (modèles surfaciques 3D) du squelette du tronc.

La modélisation de la colonne vertébrale (C3-L5) était obtenue à l'aide de la méthode SA (Pomero *et coll.*, 2004), développée antérieurement à cette thèse.

La modélisation du bassin était obtenue à l'aide de la méthode développée parallèlement à cette thèse (Mitton *et coll.*, 2005). L'évaluation morphométrique de cette méthode se base notamment sur l'analyse morphométrique du bassin réalisée pour les besoins de cette thèse (voir Chapitre 3 Paragraphe 2.2.3 Figure 16).

La méthode de modélisation de la cage thoracique utilisée (Laporte *et coll.*, 2004a; Laporte *et coll.*, 2004b) a quant à elle été évaluée dans le cadre de cette thèse (voir Chapitre 5).

Les modèles 3D personnalisés obtenus par ces méthodes sont des modèles très détaillés (vertèbres : ~2000 points ; bassin : ~9000 points ; cage thoracique : ~1000 points ; maillage triangulaire). La numérotation des nœuds et des polygones constituant le maillage est identique pour chacune des reconstructions réalisées (celle du modèle générique). Il est ainsi possible de sélectionner la même partie du maillage pour chaque reconstruction et de déterminer des paramètres morphométriques plus complexes (par exemple : détermination du rayon moyen du cotyle grâce à la sélection automatique sur le modèle bassin de l'ensemble des polygones constituant la surface de l'articulation coxo-femorale permettant ensuite la détermination d'une sphère approximative au sens des moindres carrés).

Un programme Matlab® a été rédigé afin d'extraire de ces reconstructions ~500 points anatomiques spécifiques, permettant également de déterminer 212 paramètres morphométriques des os reconstruits (L'ensemble des points reconstruits et des paramètres calculés sont décrits en Annexe 1).

La Figure 12 montrent l'ensemble des points 3D anatomiques obtenus pour un sujet en position assise, tous représentés dans le repère de reconstruction.

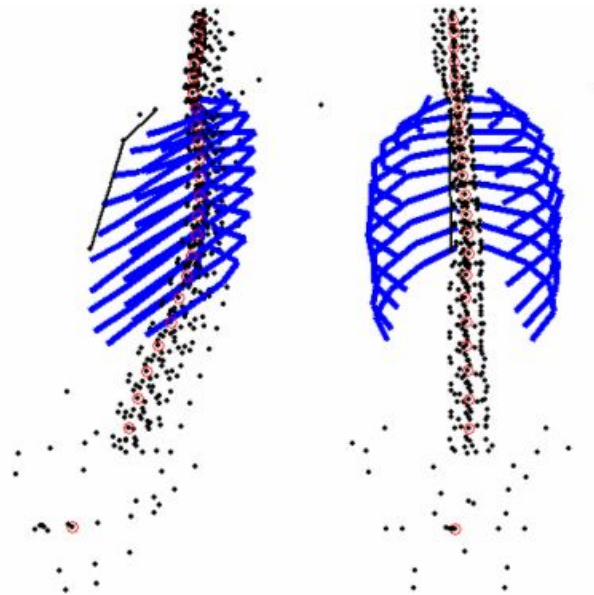


Figure 12 : Ensemble des points anatomiques 3D obtenus pour un volontaire en position assise (vues latérale et frontale). Les côtes sont représentées par des lignes joignant les 5 points 3D déterminés.

3. Analyse statistique

La détermination des relations anthropométriques induit la mise en œuvre d'une analyse statistique des données géométriques. Cette partie a pour objet d'introduire les notions statistiques utilisées dans la suite du travail.

La démarche suivie pour déterminer et analyser des relations anthropométriques s'inspirent des études présentées ci-dessus dans la revue bibliographique (Chapitre 1 Paragraphe 3.).

L'ensemble des analyses statistiques dans le cadre de ce travail ont été effectuées à l'aide du logiciel R^8 .

3.1 Modèles linéaires simple et multiple

Dans ce travail, la régression a été utilisée pour expliquer (ou modéliser) la relation entre un paramètre géométrique ou *variable Y* (appelée la *variable expliquée* ou *prédite*), et une (ou plusieurs) variable(s) *explicative(s)*, X_1, \dots, X_p (ou *prédicteur*).

Quand $p=1$, il s'agit d'une régression simple, et quand $p > 1$ il s'agit d'une régression multiple.

La forme du modèle est pour une régression simple :

⁸ R Development Core Team (2005). R: A language and environment for statistical computing. R Foundation for Statistical Computing, Vienna, Austria. ISBN 3-900051-07-0, URL <http://www.R-project.org>, dernier accès : août 2005.

$$Y = f(X) + \varepsilon, \text{ avec } p=1.$$

où f est une fonction inconnue, et ε est l'erreur.

Etant donné qu'il n'y a pas assez de données pour évaluer f directement, on décide de faire une hypothèse sur la nature de f .

Tout comme cela a été fait pour la majorité des études précédentes, nous faisons l'hypothèse suivante :

Hypothèse 1 : f est une fonction linéaire.

Ainsi, on a :

$$Y = \beta_0 + \beta_1 X + \varepsilon$$

où β_1 est la pente et β_0 l'ordonnée à l'origine de la droite de régression.

La pente β_1 , l'ordonnée à l'origine β_0 , et l'erreur ε sont estimées à l'aide de la fonction $lm()$ du logiciel R . Cette fonction est appliquée sur 2 séries d'*observations* de 2 variables mesurées X et Y : $\{(x_i, y_i) \mid i = 1, \dots, n\}$.

Le modèle peut s'écrire avec les observations :

$$y_i = \beta_0 + \beta_1 x_i + e_i \quad i = 1 \dots n$$

où e_i représente le *résidu* c'est-à-dire la différence entre y_i la valeur mesurée et sa valeur prédite \hat{y}_i :

$$e_i = y_i - \hat{y}_i$$

Hypothèse 2 : la distribution des résidus est gaussienne.

La variance σ_ε^2 est estimée par la variance des résidus :

$$\sigma_\varepsilon^2 = 1 / (n-p-1) \sum_{i=1}^n e_i^2 \quad (\text{fournie par } R).$$

3.2 Qualité d'un modèle statistique

La qualité de chaque régression déterminée par le logiciel R a été évaluée par : un test de «*significativité globale*», l'erreur standard de l'estimation (*SEE*), et le coefficient de détermination (R^2) :

- Le test de «*significativité globale* » permet de vérifier pour un modèle testé que les coefficients de la régression sont significativement différents de zéro (régression significativement meilleure que le modèle constant égal à la valeur moyenne des

valeurs mesurées). Cela consiste à vérifier que la statistique F (de Fischer) est supérieure à sa valeur critique (au seuil de 5%) ce qui est vérifiée si la valeur de p (p-value) associée est inférieure à 0.05 ;

- L'erreur standard des résidus est le paramètre σ fourni par R . Dans notre étude, ce paramètre est utilisé comme estimation de l'erreur standard de l'estimation, SEE (*Standard Error of the Estimate*). L'intervalle $\pm 2SEE$ est une estimation des 95 % des erreurs, en supposant que les résidus sont distribués normalement. En fait, plus la taille de l'échantillon est grand ($n > 30$), plus l'estimation est bonne ;
- R^2 est le *coefficient de détermination* ou *pourcentage de variance expliquée*. Sa valeur est comprise entre 0 et 1, une valeur proche de 1 indiquant une très bonne adéquation entre les données et le modèle. Il est couramment admis que le coefficient de détermination R^2 représente le pourcentage de variation de la variable estimée expliqué par la régression. Pour une régression linéaire simple $R^2 = r^2$ où r est le coefficient de corrélation entre x et y . Pour une régression multiple, on fournira la valeur du R^2 ajusté (noté R^2_{adj}).

L'erreur standard SEE et le coefficient de détermination R^2 correspondent aux critères les plus fréquemment utilisés dans les études précédentes pour décrire la qualité d'un modèle (voir Tableau 8 à Tableau 10). Toutefois, pour deux jeux de données traduisant la même tendance, la valeur du R^2 du jeu de données de plus petite taille est généralement plus proche de 1, donnant l'illusion d'une régression de meilleure qualité. C'est pourquoi un test de significativité globale est également réalisé pour éliminer d'office des modèles non satisfaisants quelquesoit la valeur du R^2 .

3.3 Sélection de modèles optimaux

Une étape importante de l'analyse statistique était la sélection de modèles optimaux (ou de variables explicatives optimales). Etant donné le grand nombre de variables à tester (plus de 200 dimensions externes ou internes), certains outils tels que l'ACP (Analyse en Composante Principale) ont été mis de côté au profit d'une technique de sélection automatisée de variables ou groupe de variables explicatives.

Ainsi, la fonction *regsubsets()* disponible dans le 'package' *leaps* de R (*subset selection technique* – Miller, 1990) a été mise en œuvre. Cette modalité permet de déterminer pour un nombre donné de variables explicatives la meilleure régression. La comparaison entre modèles ayant un nombre différent de variables explicatives s'est faite ensuite à l'aide du critère d'information Bayésien (*BIC* : *Bayesian Information Criterion*). Le modèle optimal était celui pour lequel le BIC était le plus petit.

Chapitre 3 Constitution d'une base de données anthropométriques (externes) et morphométriques (internes)

Une des contributions majeures de mon travail de thèse a consisté à mettre en place un protocole d'acquisition des géométries corporelles externes et internes sur sujets volontaires afin de constituer une base de données géométriques. C'est ce travail qui, ayant fait l'objet d'un article accepté avec révisions mineures par la revue « Ergonomics », est présenté ci-dessous sous la forme d'un article scientifique (voir version originale en Annexe 6).

1 Introduction

Les mannequins de choc sont largement utilisés en Sécurité Routière. Le plus utilisé est l'Hybrid III 50^{ème} percentile homme, suivi des Hybrid III 5^{ème} femme et 95^{ème} homme (FTSS - First Technology Safety Systems Plymouth, USA). Ils ont été conçus afin de reproduire le comportement dynamique du corps humain en condition de choc. Les mannequins de choc sont ainsi de précieux outils pour la conception et la validation de systèmes de sécurité passive.

La modélisation numérique du corps humain est aussi de plus en plus utilisée pour la simulation de crash-tests. Elle permet de reproduire différentes situations de choc, et d'analyser des paramètres tels que les contraintes internes du corps (en particulier dans les structures osseuses) ce que les crash tests réels peuvent difficilement fournir.

Différents auteurs ont modélisé une partie du corps humain ou le corps entier. Cependant, ces modèles représentent pour la plupart une personne de taille moyenne i.e. 50^{ème} percentile (Behr *et coll.*, 2003; Ruan *et coll.*, 1994; Yang *et coll.*, 1992).

Construire les modèles de femme 5^{ème} percentile ou d'homme 95^{ème} percentile requiert une meilleure quantification des géométries externes et internes du corps humain.

La géométrie externe du corps humain a déjà été mesurée et est décrite dans des bases de données anthropométriques (al-Haboubi, 1998; Chandler *et coll.*, 1975; Kaarma, 1995; McConville et Churchill, 1980; Young *et coll.*, 1983). Outre les études anthropométriques classiques, de nouvelles techniques de "scanning" de l'enveloppe du corps (Kartsounis *et coll.*, 2000; Tikuisis *et coll.*, 2001) ont récemment été développées. Elles ont été utilisées afin de constituer une base de données anthropométriques du corps humain pour l'industrie du textile (IFTH, Campagne Nationale de Mensuration 2003-2004. <http://www.ifth.org/mensuration/>, dernier accès : août 2005).

Des études ont aussi été réalisées sur la géométrie interne des os de l'ensemble du corps (Paturet, 1951; Testut et Latarget, 1948). Cependant, la plupart des études n'ont décrit qu'une seule partie isolée du corps humain. Par exemple, concernant les structures osseuses du tronc, différents auteurs ont étudié les vertèbres (Dai, 1996; Laporte *et coll.*, 2000; Panjabi *et coll.*, 1991a; Panjabi *et coll.*, 1991b; Panjabi *et coll.*, 1992; Parent *et coll.*, 2002; Semaan *et coll.*, 2001), les côtes (Roberts et Chen, 1972; Schultz *et coll.*, 1974; Wilson *et coll.*, 1987), et le bassin (Boulay, 1998; Reynolds *et coll.*, 1982).

Peu d'études ont décrit à la fois la géométrie externe et interne du corps humain. En outre, ces études se focalisaient généralement sur la taille et les dimensions d'os spécifiques, souvent pour les besoins de la Médecine Légale (Choi *et coll.*, 1997). Certaines études ont étudié la

géométrie externe et interne de l'ensemble du corps mais avec un échantillon très petit. Ainsi, les géométries tant externe qu'interne de l'intégralité du corps d'un SHPM (Sujet Humain Post-Mortem) sont fournies par le projet *Visible Human Project* ou des études semblables (Hohne *et coll.*, 2001; Zhang *et coll.*, 2003). Toutefois, ces données ne concernent qu'un seul SHPM ne permettent pas de réaliser d'analyses statistiques.

L'objectif de cette étude était donc de constituer une base de données des géométries à la fois externe et interne du corps humain pour des sujets Européens appartenant à trois morphotypes : sujet féminin de petite taille (SmallF), sujet masculin de taille moyenne (MidM) et sujet masculin de grande taille (TallM). De plus, cette étude fournit une description des géométries externes et internes d'un sujet féminin 5ème percentile (noté 5° F), d'un sujet 50ème et d'un sujet 95ème percentile masculins (notés 50° M et 95° M). Cette étude s'intéresse à la géométrie externe du corps entier (anthropométrie) ainsi qu'à la géométrie interne des os du tronc (morphométrie).

2 Matériels et méthodes

64 sujets adultes asymptomatiques masculins et féminins ont été recrutés pour cette étude : 16 sujets féminins (âge moyen : 32.5(σ =11.6) ans), 33 sujets masculins (27(σ =4.8) ans), et 15 sujets masculins (33.5(σ =11.1) ans) appartenant respectivement aux morphotypes SmallF (*small females* : femmes de petite taille), MidM (*middle-sized males* : hommes de taille moyenne) et TallM (*tall males* : hommes de grande taille).

Avant de se prêter au protocole de mesure externe et interne, chacun des sujets a signé un formulaire de consentement (avis favorable du CCPPRB Paris Saint-Antoine N°02547).

Etant donné la difficulté à recruter de nombreux sujets dont la masse et la taille correspondent exactement à ceux des 5° F, 50° M, et 95° M, les trois morphotypes SmallF, MidM et TallM ont été définis. Ainsi, un sujet appartenait au morphotype SmallF, MidM ou TallM si sa masse, sa taille et son BMI (Indice de Masse Corporelle (Body Mass Index qui quantifie la corpulence – BMI [kg/m^2] = masse [kg] / taille² [m]) étaient compris dans l'intervalle de +/-10% des valeurs de référence des 5° F, 50° M, et 95° M. La Figure 13 montre les limites obtenues de cette façon pour les trois morphotypes. Les limites obliques des trapèzes représentent +/-10% de la valeur du BMI autour des iso-BMI.

Les valeurs de référence utilisées étaient celles proposées par **Serre *et coll.*** (Serre *et coll.*, 2004a). Elles sont basées sur les données d'études anthropométriques ultérieures réalisées sur des sujets civils Européens (Jurgens *et coll.*, 1990; Moss *et coll.*, 2000; Rebiffe *et coll.*, 1982; Wang *et coll.*, 2000). Des données issues d'études réalisées durant les années 80 ont été actualisées à l'aide d'un taux de croissance (taille : +2%, masse : +1.5%) obtenu en comparant les résultats fournis par **Flügel *et coll.*** (Flügel *et coll.*, 1986) et **Moss *et coll.*** (Moss *et coll.*, 2000). Ensuite, les valeurs actualisées et les valeurs récentes ont été moyennées.

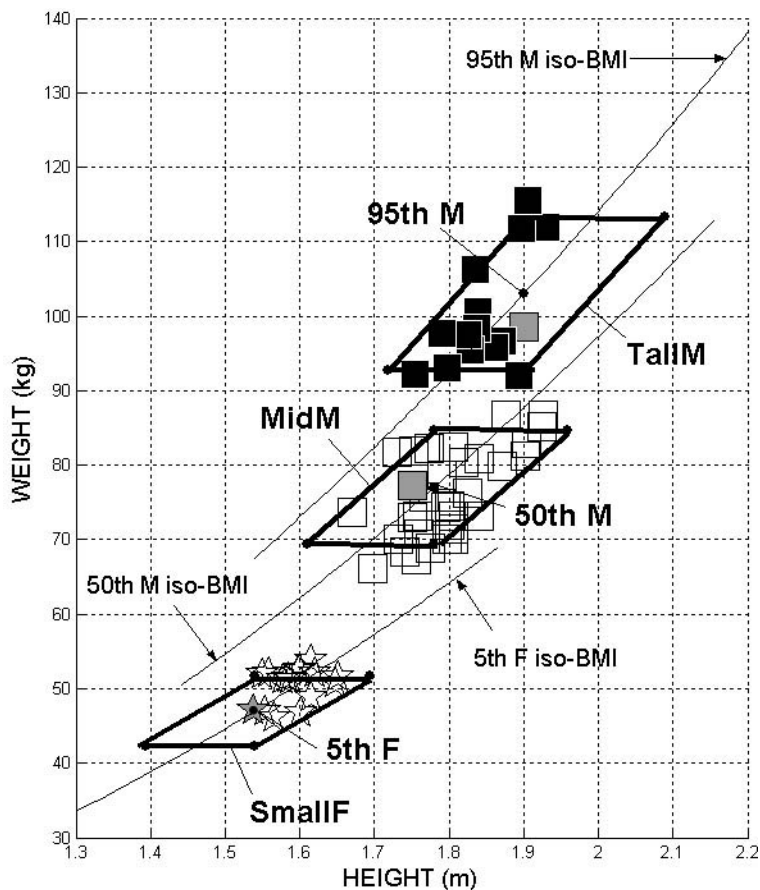


Figure 13 : Répartition des sujets selon leur taille (*Height*) et leur masse (*Weight*). Les étoiles se rapportent aux sujets féminins, les carrés blancs aux sujets masculins de taille moyenne, et les carrés noirs aux sujets masculins de grande taille. Les trapèzes (en gras) délimitent les trois morphotypes SmallF, MidM, et TallM autour des points définissant les personnes 5^e F, 50^e M, et 95^e M (Serre *et coll.*, 2004a). L'étoile et les carrés gris se rapportent aux trois sujets sélectionnés. Les courbes iso-BMI sont définies pour chaque P percentile par l'équation : $Weight = BMI_P^{th} * Height^2$.

2.1 Protocole de mesures externes

Un protocole composé de 54 mesures anthropométriques (externes), proposé par **Serre *et coll.*** (Serre *et coll.*, 2004a) et inspiré notamment de l'étude de **Rebiffé *et coll.*** (Rebiffé *et coll.*, 1982), a été suivi. Les mesures ont été réalisées sur le côté droit des sujets en positions debout et assise de façon similaire au protocole proposé par **Rebiffé *et coll.*** (Rebiffé *et coll.*, 1982), c'est-à-dire avec le tronc redressé, le dos contre un plan vertical, et avec la tête positionnée de telle sorte que le Plan de Francfort soit horizontal.

Chaque sujet a été mesuré par un clinicien à l'aide d'instruments anthropométriques classiques (Pèse-personne, Goniomètre, Toise murale, Calibre à coulisse, Mètre-ruban). Les données collectées incluaient notamment l'âge, le sexe, la masse, et différentes longueurs, hauteurs et circonférences. Toutes les mesures sont définies dans le Tableau 13 et représentées sur la Figure 14.

Tableau 13 : Liste et définition des mesures externes, l'instrument utilisé pour réaliser la mesure est également mentionné (les mesures Nos 1, 10, 11, 12, 16, 17, 19, et 20 sont semblables à celles mesurées par Rebiffé et coll.).

| Code | Définition des mesures | Instr.* | Code | Définition des mesures | Instr.* |
|------|---|---------|------|--|---------|
| 1 | Taille (hauteur vertex - sol) | S | 28 | Largeur maximale de la tête | MR |
| 2 | Hauteur des yeux - sol (Plan de Francfort horizontal) | S | 29 | Circonférence de la tête passant sur la glabella et par l'occiput | MT |
| 3 | Hauteur Acromion (bord supérieur) - sol | S | 30 | Circonférence menton - occiput (avec la mâchoire inférieure fermée) | MT |
| 4 | Hauteur coude (fléchi à 90°) - sol | S | 31 | Circonférence du cou sous le cartilage thyroïdien | MT |
| 5 | Hauteur épine iliaque antéro-supérieure (EIAS) - sol | S | 32 | Largeur abdominale (au niveau du nombril) (assis) | MR |
| 6 | Hauteur sommet du grand trochanter - sol | S | 33 | Circonférence abdominale (nombril) (assis) | MT |
| 7 | Hauteur genou (espace inter-articulaire) – sol (debout) | MT | 34 | Circonférence pelvienne oblique (passant par la lame supérieure du pubis et les EIPS, assis) | MT |
| 8 | Largeur iliaque bi-crête | MR | 35 | Epaisseur des fesses (au niveau du pubis, debout.) | MR |
| 9 | Largeur bi-trochanter | MR | 36 | Epaisseur abdominale (nombril) (assis) | MR |
| 10 | Taille assis (vertex - siège) | S | 37 | Longueur fesses - talon (jambe tendue) | MT |
| 11 | Hauteur des yeux - siège (Plan de Francfort horizontal) | S | 38 | Circonférence pelvienne inférieure (passant par les trochanters) (debout) | MT |
| 12 | Hauteur Acromion (bord supérieur) - siège | S | 39 | Circonférence cuisse tiers supérieur | MT |
| 13 | Hauteur coude (fléchi à 90°) - siège | S | 40 | Circonférence cuisse tiers inférieur | MT |
| 14 | Hauteur cervical (C7) - siège | S | 41 | Circonférence du genou (au niveau de l'espace inter-articulaire, debout) | MT |
| 15 | Largeur bi-acromiale (entre les 2 bords latéraux) | MR | 42 | Plus grande circonférence du mollet | MT |
| 16 | Hauteur genou fléchi à 90° (point le plus proximal)– sol (assis) | S | 43 | Plus petite circonférence de la cheville | MT |
| 17 | Longueur fesse – genou | MR | 44 | Plus grande largeur du pied | MR |
| 18 | Longueur avant-bras (olécrane - styloïde ulnaire avec une rotation indifférente de la main) | MT | 45 | Plus grande longueur du pied | MR |
| 19 | Longueur du bras (bord supérieur de l'acromion – coude fléchi à 90°) | MT | 46 | Hauteur sommet latéral de la malléole (point le plus latéral) – sol | MT |
| 20 | Largeur thoracique axillaire (fin d'expiration) (assis) | MR | 47 | Circonférence supérieure du bras (au tiers supérieur de la longueur 19) | MT |
| 21 | Epaisseur thoracique axillaire (fin d'expiration) (assis) sans la poitrine pour les sujets féminins | MR | 48 | Longueur du Sternum (sans la xiphoïde) | MT |
| 22 | Circonférence thoracique axillaire (fin d'expiration) (assis) | MT | 49 | Angle xiphoïdien (angle entre les tangentes aux cartilages costaux) | G |
| 23 | Largeur thoracique sous-sternal (fin d'expiration) (assis) | MR | 50 | Plus grande longueur de la main | MT |
| 24 | Epaisseur thoracique sous-sternal (fin d'expiration) (assis) | MR | 51 | Circonférence inférieure du bras (au tiers inférieur de la longueur 19) | MT |
| 25 | circonférence thoracique sous-sternal (fin d'expiration) (assis) | MT | 52 | Plus grande circonférence de l'avant-bras | MT |
| 26 | Longueur tête = distance glabella - occiput | MR | 53 | Plus petite circonférence de l'avant-bras | MT |
| 27 | Hauteur du crâne = hauteur auriculaire (porion - vertex) | S | 54 | Masse corporelle | WS |

*WS (*weight scale*) : pèse-personne, G (*goniometer*) : goniomètre, S (*stadiometer*) : toise murale, MR (*measuring rod*) : calibre à coulisse (EM: 0-990mm), MT (*measuring tape*) : mètre-rubans.

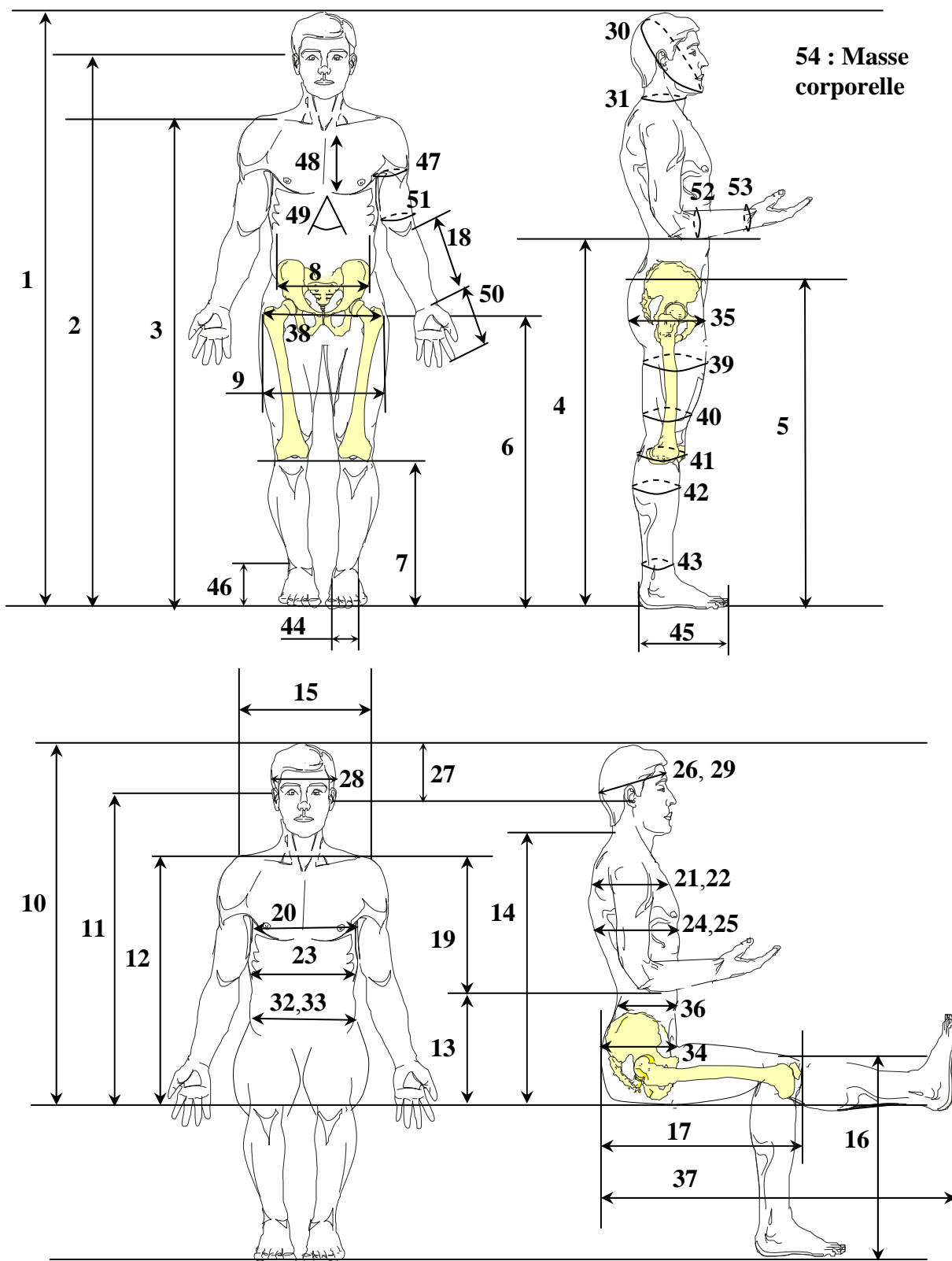


Figure 14: Mesures anthropométriques.

2.2 Protocole de mesures internes

2.2.1 Acquisition stéréoradiographique

Le protocole de mesures morphométriques (internes) sur les volontaires se basait sur l'acquisition de radiographies bi-planaires (frontale et latérale) à l'aide de l'imageur basse dose EOS™ (Biospace Instruments, Paris, France). Les acquisitions radiographiques ont été réalisées sur les volontaires en position assise avec le dos redressé, les membres supérieurs en position de conduite et la tête avec le Plan de Francfort horizontal (Figure 15A).

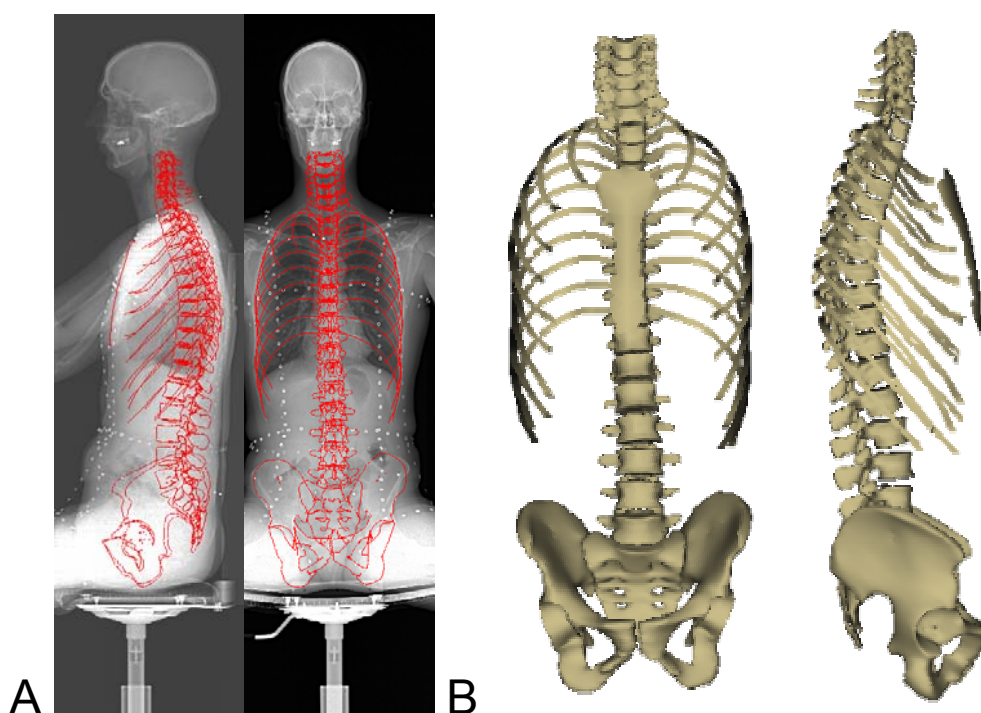


Figure 15 : A. Stéréoradiographie d'un sujet MidM en position assise. En gris apparaissent les contours 3D rétro-projetés des structures osseuses du tronc. B. Reconstruction 3D des os du tronc.

2.2.2 Reconstruction 3D

A partir des radiographies bi-planaires, frontale et latérale, les vertèbres C3-L5, le bassin, et la cage thoracique (de la 1^{ère} à la 10^{ème} côte droite et gauche) ont été reconstruits (Figure 15).

Les vertèbres ont été reconstruites grâce à la technique SA (Pomero *et coll.*, 2004). Elle est basée sur l'identification des coins projetés des plateaux vertébraux du corps vertébral sur les deux vues radiographiques ce qui permet la reconstruction 3D du volume du corps vertébral. Elle est également basée sur une connaissance *a priori* de la forme de la vertèbre (base de données contenant 3200 vertèbres). Un modèle très détaillé de la vertèbre (~2000 points) est alors généré à l'aide d'une modélisation géométrique et statistique. La moyenne, le 2RMS (c'est-à-dire le *Root Mean Square* multiplié par 2, qui est une estimation de 95% des erreurs ponctuelles) et la valeur maximale des erreurs point/surface (par rapport à une reconstruction

scanner) étaient respectivement 1.2, 3.0 et 7.3 mm pour la reconstruction du corps vertébral avec les pédicules (Pomero *et coll.*, 2004).

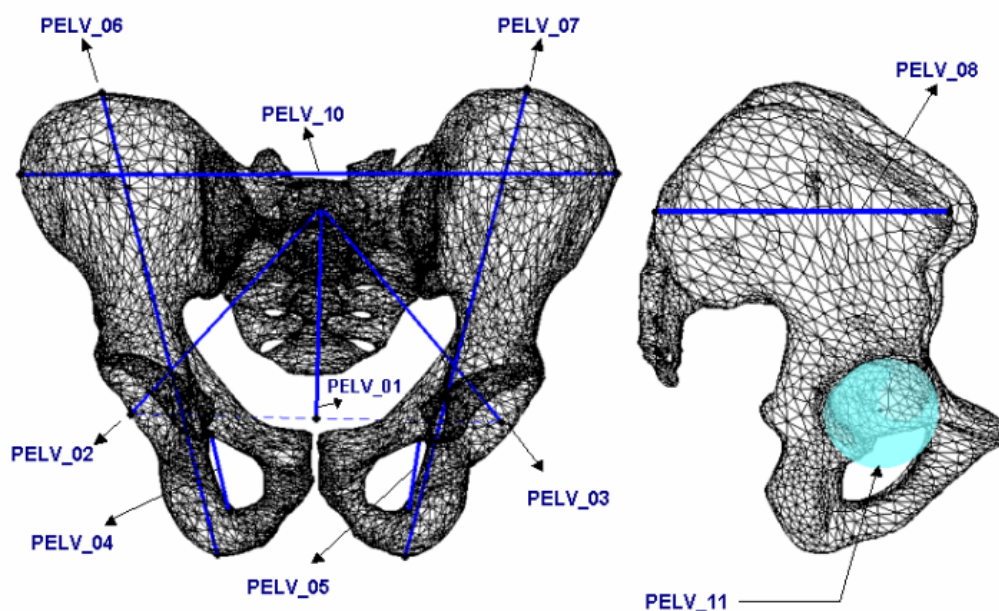
Le bassin était reconstruit grâce à une technique stéréoradiographique (Mitton *et coll.*, 2004b) basée sur un objet générique, c'est-à-dire un atlas anatomique du bassin, et sur l'identification de points anatomiques 2D sur les deux radiographies. La moyenne, le 2RMS et la valeur maximale des erreurs point/surface (par rapport à une reconstruction scanner) étaient respectivement 1.8, 4.8 et 11.5mm. De plus, la morphométrie 3D du bassin (les mêmes paramètres morphométriques que la présente étude) a pu être obtenue avec une erreur moyenne inférieure à 3.5%.

La cage thoracique était reconstruite grâce à une technique stéréoradiographique (Laporte *et coll.*, 2004b) également basée sur un objet générique de cage thoracique. Ce modèle représente une cage thoracique asymptomatique (sans les côtes flottantes 11 et 12) constituée des lignes médianes costales pour chaque côte et la face antérieure du sternum. Cette technique est également basée sur l'identification de points 2D et de contours sur les deux radiographies. D'après une étude d'évaluation préliminaire réalisée par **Mitton *et coll.*** (Mitton *et coll.*, 2004a) des paramètres morphométriques costaux personnalisés (les mêmes que la présente étude) ont pu être obtenus avec une erreur moyenne inférieure à 5%.

2.2.3 Etude morphométrique

Pour chaque structure osseuse étudiée (vertèbres, thorax, bassin), ci-dessous sont présentés les paramètres morphométriques collectés.

Douze paramètres morphométriques pelviens ont été calculés (notés PELV_01 à _12). Chacun d'eux est une distance entre deux points anatomiques, excepté PELV_11 et PELV_12 qui sont les rayons des cotyles approximés par une sphère à l'aide de la méthode d'approximation des moindres carrés (Figure 16).



| Code | Définition des paramètres |
|---------|--|
| PELV_01 | Largeur pelvienne de Dr Duval-Beaupère : distance entre le centre du plateau supérieur de S1 et le milieu des centres cotyloïdiens |
| PELV_02 | Distance sacro-cotyloïdienne droite |
| PELV_03 | Distance sacro-cotyloïdienne gauche |
| PELV_04 | Grand axe du trou obturateur droit |
| PELV_05 | Grand axe du trou obturateur gauche |
| PELV_06 | Hauteur de l'hémi-bassin droit |
| PELV_07 | Hauteur de l'hémi-bassin gauche |
| PELV_08 | Distance EIPS-EIAS côté droit |
| PELV_09 | Distance EIPS-EIAS côté gauche |
| PELV_10 | Largeur pelvienne médio-latérale totale |
| PELV_11 | Rayon approximatif du cotyle droit (sphère aux moindres carrés) |
| PELV_12 | Rayon approximatif du cotyle gauche (sphère aux moindres carrés) |

Figure 16 : Description des paramètres inspirés de Boulay *et coll.* (Boulay, 1998).

Pour chacune des 22 vertèbres étudiées (C3 à L5) cinq paramètres morphométriques ont été mesurés (Figure 17).

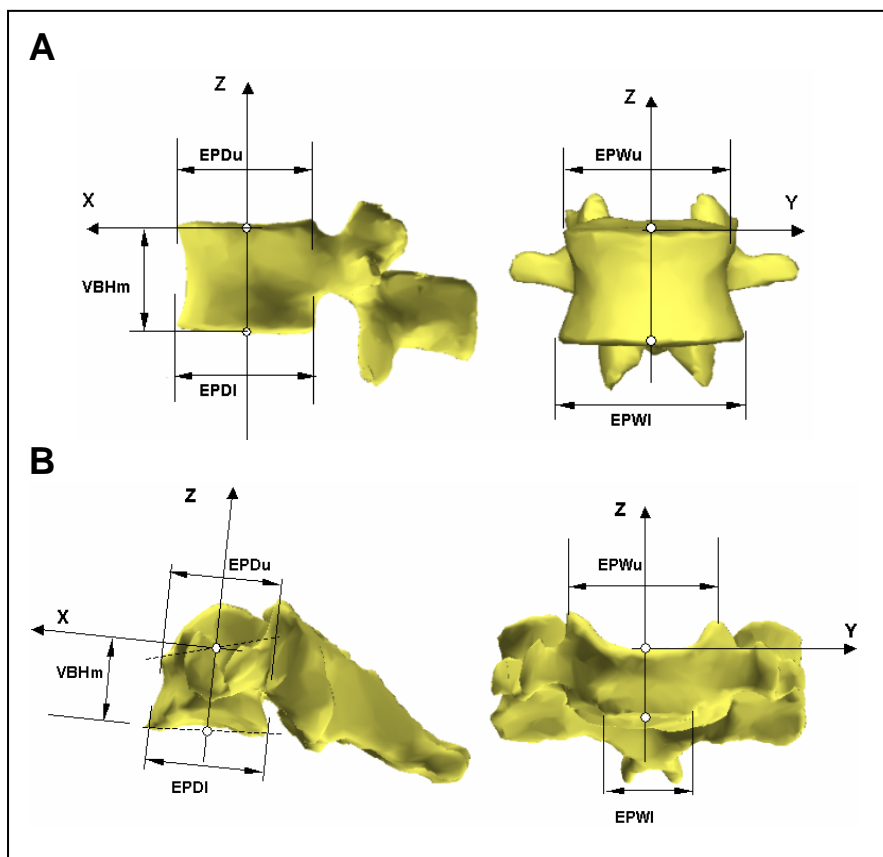


Figure 17 : Paramètres morphométriques pour : A. les vertèbres thoraciques et lombaires, B. les vertèbres cervicales. *EPW* (*End-Plate Width*) : largeur du plateau, *EPD* (*End-Plate Depth*) : profondeur du plateau, *VBH* (*Vertebral Body Height*) : hauteur du corps vertébral, *u* (*upper*) : supérieur, *l* (*lower*) : inférieur, et *m* (*medial*) : médian. Inspirés de Panjabi *et coll.* (Panjabi *et coll.*, 1991a; Panjabi *et coll.*, 1991b; Panjabi *et coll.*, 1992) et Laporte *et coll.* (Laporte *et coll.*, 2000).

Pour chacune des 20 côtes mesurées (de la 1^{ère} à la 10^{ème} côte droite et gauche) deux dimensions ont été mesurées : la longueur de la corde de la ligne médiane comme proposé par **Dansereau et Stokes** (Dansereau et Stokes, 1988), et la largeur maximale, c'est-à-dire la distance maximale entre un point de la ligne médiane costale et sa projection orthogonale sur la corde.

Deux dimensions thoraciques globales ont aussi été déterminées : les largeurs thoraciques maximales antéro-postérieure et médio-latérale.

2.3 Exploitation des données collectées

Une analyse statistique descriptive a été réalisée sur la base de données géométriques collectées (internes et externes). Afin d'évaluer les variabilités inter-individuelles, les écarts-types *SD* (*Standard Deviation*) en pourcentage de la valeur moyenne (notée *SD%*) des différentes dimensions (internes et externes) ont été analysés pour chaque morphotype.

De plus, trois sujets ont été sélectionnés parmi tous les volontaires en tant que "meilleur représentant" des sujets 5^e F, 50^e M et 95^e M. Les trois sujets sélectionnés étaient ceux ayant

la masse et la taille les plus proches de celles des valeurs de référence pour les percentiles : 5^e F, 50^e M, et 95^e M (voir l'étoile et les carrés gris sur la Figure 13).

3 Résultats

3.1 Dimensions externes

Le Tableau 14 présente les valeurs moyennes et écarts-types (SD) des 54 paramètres anthropométriques pour chacun des 3 morphotypes et pour les trois sujets 5^e F, 50^e M, et 95^e M sélectionnés.

Tableau 14 : Ensemble des mesures externes pour les morphotypes SmallF, MidM et TallM : valeurs moyennes(SD) en cm (ou deg pour No.49, et kg pour No.54), et pour les trois sujets 5e F, 50e M et 95e M sélectionnés.

| Code [‡] | SmallF | 5e F | MidM | 50e M | TallM | 95e M |
|-------------------|------------|-------|------------|-------|------------|-------|
| 1 | 159.1(3.2) | 153.7 | 179.6(6.2) | 175 | 184.8(4.9) | 189.4 |
| 2 | 148.9(3.1) | 144.3 | 168.8(6.2) | 164.5 | 173.5(4.6) | 179.1 |
| 3 | 129.7(2.6) | 126.8 | 146.5(6.3) | 142.5 | 152.2(4.3) | 159.1 |
| 4 | 97.3(1.6) | 96.4 | 109.7(4.5) | 106.6 | 113.9(3.6) | 119.7 |
| 5 | 96.8(2.9) | 93.3 | 110.2(4.9) | 108 | 114.7(3.7) | 116.6 |
| 6 | 84.9(3.2) | 83.3 | 95.7(4.8) | 93.5 | 99.5(3.7) | 101.6 |
| 7 | 41.2(1.4) | 39.9 | 47.6(2.5) | 46 | 49.1(1.8) | 51.1 |
| 8 | 26.9(1.2) | 25.2 | 30.6(1.4) | 32.3 | 35.1(2.0) | 36.7 |
| 9 | 31.4(1.0) | 29.4 | 34.2(1.4) | 35 | 37.6(1.7) | 37.6 |
| 10 | 83.5(2.3) | 79 | 92.4(3.0) | 87.8 | 94.7(2.5) | 97.1 |
| 11 | 73.4(2.3) | 69.2 | 81.8(3.0) | 77.9 | 83.2(2.3) | 86.5 |
| 12 | 53.7(1.9) | 50.7 | 59.2(3.1) | 55.6 | 61.7(2.3) | 66.4 |
| 13 | 21.6(1.7) | 21.6 | 22.3(2.8) | 19.5 | 23.4(1.9) | 26.1 |
| 14 | 60.5(2.0) | 58.5 | 66.8(3.0) | 64 | 69.1(2.0) | 72.8 |
| 15 | 35.1(1.3) | 33.3 | 42.1(1.6) | 44.3 | 43.3(1.6) | 41.5 |
| 16 | 48.4(1.3) | 47.6 | 55.7(2.8) | 55.7 | 58.2(1.5) | 60.2 |
| 17 | 55.5(1.7) | 55.9 | 62.8(2.4) | 62.4 | 66.5(2.8) | 66.8 |
| 18 | 25.2(1.1) | 25 | 29.1(1.6) | 28.2 | 30.3(1.2) | 29.3 |
| 19 | 32.3(1.5) | 29.75 | 36.9(2.1) | 36 | 38.3(1.5) | 39.85 |
| 20 | 27.1(1.6) | 26.4 | 33.5(2.2) | 36.2 | 37.7(1.7) | 35.5 |
| 21 | 17.5(1.0) | 16.6 | 21.1(1.2) | 21.2 | 24.2(1.4) | 23.6 |
| 22 | 81.0(3.6) | 81.9 | 99.3(4.7) | 106.8 | 110.2(3.5) | 105.8 |
| 23 | 25.1(1.6) | 24.7 | 30.9(1.7) | 34.5 | 34.8(1.8) | 32.6 |
| 24 | 18.0(1.1) | 17.1 | 22.3(1.4) | 23 | 26.8(1.8) | 27.9 |
| 25 | 71.2(3.4) | 70.6 | 89.8(3.8) | 96.8 | 102.4(4.4) | 101.1 |
| 26 | 18.7(0.6) | 18 | 19.9(0.7) | 20.2 | 20.7(0.6) | 20.1 |
| 27 | 12.7(0.7) | 12.3 | 13.6(0.7) | 12.8 | 14.1(0.9) | 12.9 |
| 28 | 14.8(0.5) | 15.2 | 15.6(0.6) | 14.5 | 16.3(0.5) | 15.8 |
| 29 | 54.2(1.5) | 53.2 | 58.0(1.5) | 56.8 | 60.4(1.2) | 59 |
| 30 | 62.4(1.3) | 60.8 | 67.6(1.6) | 67.9 | 70.5(2.5) | 66.4 |
| 31 | 31.2(1.3) | 28.8 | 38.7(1.8) | 38.1 | 41.7(1.4) | 39.1 |
| 32 | 25.9(1.6) | 24.9 | 30.0(1.7) | 30.8 | 35.4(2.1) | 34.9 |
| 33 | 71.3(5.6) | 70.5 | 86.3(4.9) | 83.2 | 104.9(6.9) | 107.2 |
| 34 | 81.9(3.2) | 76.3 | 91.2(3.8) | 92.8 | 104.4(5.6) | 111.1 |
| 35 | 21.0(0.8) | 20.6 | 23.7(1.3) | 24.6 | 27.7(1.5) | 27.5 |
| 36 | 17.8(1.8) | 17.5 | 22.5(1.7) | 22.1 | 29.0(2.5) | 29.9 |
| 37 | 95.5(3.3) | 92.2 | 109.5(5.3) | 106.8 | 114.6(3.3) | 116.3 |
| 38 | 87.8(2.1) | 83.3 | 97.0(3.0) | 94.8 | 107.1(4.7) | 107 |
| 39 | 52.1(1.9) | 51.9 | 57.4(2.7) | 58.8 | 66.0(4.4) | 63.5 |
| 40 | 41.9(1.8) | 42.2 | 46.7(2.8) | 48.8 | 53.5(3.3) | 50.5 |
| 41 | 32.2(1.1) | 33.5 | 35.4(1.3) | 35.6 | 39.3(1.9) | 41 |
| 42 | 33.8(1.4) | 33 | 38.0(2.0) | 38.7 | 41.7(2.2) | 41.9 |
| 43 | 21.1(1.4) | 20.6 | 22.9(1.2) | 23.7 | 25.2(1.3) | 24.8 |
| 44 | 8.5(0.4) | 8.2 | 10.1(0.6) | 10.1 | 10.5(0.6) | 10.4 |
| 45 | 23.4(0.9) | 23 | 27.1(1.2) | 26.4 | 28.1(1.1) | 27.6 |
| 46 | 6.5(0.5) | 6.3 | 7.6(0.7) | 7.3 | 8.1(0.7) | 9.4 |
| 47 | 25.4(1.5) | 24.2 | 31.5(1.4) | 31.6 | 37.0(1.9) | 37.1 |
| 48 | 15.7(1.6) | 14.8 | 17.7(1.3) | 19 | 18.6(1.8) | 23.3 |
| 49 | 41.1(11.4) | 38 | 49.8(14.4) | 88 | 58.7(21.9) | 95 |
| 50 | 17.2(0.6) | 17.4 | 19.8(1.0) | 19.6 | 20.7(0.9) | 20.2 |
| 51 | 23.3(1.6) | 23.3 | 28.3(1.3) | 27.7 | 32.3(2.0) | 31 |
| 52 | 22.3(0.9) | 22 | 27.4(1.1) | 27.3 | 30.7(1.3) | 30.1 |
| 53 | 14.6(0.8) | 14 | 17.5(0.7) | 17.6 | 18.9(1.0) | 19.9 |
| 54 | 50.4(2.4) | 47.1 | 76.1(5.9) | 77.2 | 100.2(7.5) | 98.5 |

[‡] Voir dans le Tableau 13 la dimension correspondant au code.

3.1.1 Variabilité Inter-individuelle

Pour la plupart des paramètres (38/54 paramètres pour les sujets SmallF, 32 pour MidM, et 31 pour TallM) SD%, l'écart-type en pourcentage de la valeur moyenne du paramètre considéré était inférieur à 5%. SD% était supérieur à 10% pour au plus trois paramètres (3 paramètres pour les sujets SmallF, 2 pour MidM, et 1 pour TallM). Les paramètres avec la plus grande variabilité inter-individuelle pour les trois morphotypes étaient l'angle xiphoïdien (Nr. 49) (SmallF : 27.7%; MidM : 29%; TallM : 37.2%), la longueur du sternum (Nr. 48) (SmallF : 10.5%; MidM : 7.1%; TallM : 9.7%), et la hauteur coude-siège (Nr.13) (SmallF : 7.9%; MidM : 12.7%; TallM : 8.3%). Il est à noter que la mesure de ce dernier paramètre (Nr.13) dépendait beaucoup de la posture du sujet. L'épaisseur abdominale (Nr.36) fait aussi partie des paramètres les plus variables (SmallF : 10.2%; MidM : 7.7%; TallM : 8.6%). Pour les 3 morphotypes, la circonférence de la tête (Nr. 29) est le paramètre ayant la plus petite variabilité inter-individuelle (SmallF : 2.8%; MidM : 2.6%; TallM : 1.9%).

3.1.2 Variabilité entre les 3 morphotypes

La valeur du taux de variation pour passer de la valeur d'un paramètre P d'un sujet MidM vers celle pour un sujet SmallF (i.e. $(P_{\text{SmallF}} - P_{\text{MidM}})/P_{\text{MidM}} * 100$)) était en moyenne pour tous les paramètres : -13% (SD=5.2%). Pour passer d'un sujet MidM vers un sujet TallM, la valeur moyenne du taux de variation était : +9.3% (SD=6.8%).

3.2 Dimensions internes

Les Tableaux 15 à 18 présentent les valeurs des dimensions internes pour chacun des trois sujets 5^e F, 50^e M, et 95^e M sélectionnés⁹. Les variations de ces dimensions pour les morphotypes SmallF, MidM et TallM sont commentées ci-dessous.

Tableau 15 : Paramètres pelviens (en mm) pour les 3 sujets sélectionnés pour représenter les 5^e F, 50^e M et 95^e M percentiles en terme de taille et de masse.

| Codes | 5 ^e F | 50 ^e M | 95 ^e M |
|---------|------------------|-------------------|-------------------|
| PELV_01 | 100.1 | 104.2 | 108.5 |
| PELV_02 | 121.0 | 138.3 | 137.5 |
| PELV_03 | 130.5 | 137.4 | 140.3 |
| PELV_04 | 53.0 | 67.2 | 62.4 |
| PELV_05 | 54.9 | 66.4 | 63.2 |
| PELV_06 | 182.5 | 228.5 | 230.2 |
| PELV_07 | 185.1 | 233.9 | 233.3 |
| PELV_08 | 122.8 | 156.3 | 176.9 |
| PELV_09 | 129.4 | 160.0 | 164.8 |
| PELV_10 | 241.0 | 263.8 | 298.1 |
| PELV_11 | 20.7 | 27.9 | 26.1 |
| PELV_12 | 23.3 | 27.2 | 27.1 |

3.2.1 Bassin

Variabilité Inter-individuelle. (voir Figure 18). Le SD% était inférieur à 5% pour 3 paramètres sur 12 pour les sujets SmallF, 1/12 pour MidM, et 7/12 pour TallM, tandis qu'il était

⁹ Les valeurs moyennes (et SD) de l'ensemble des mesures internes pour chacun des morphotypes sont contenues en Annexe 2.

supérieur à 10% pour seulement 1/12 paramètres pour les sujets SmallF et TallM. Les paramètres avec le plus petit SD% étaient la hauteur de l'hémi-bassin droit (PELV_06) (SmallF : 3.4%; MidM : 4.8%; TallM : 3.1%), et gauche (PELV_07) (SmallF : 3.5%; MidM : 5.0%; TallM : 3.7%). Les paramètres avec le plus grand SD% sont : la largeur pelvienne (PELV_01) (SmallF : 8.2%; MidM : 12.0%; TallM : 8.8%), la distance sacro-cotyloïdienne droite (PELV_02) (SmallF : 6.2%; MidM : 8.4%; TallM : 5.7%), et la distance sacro-cotyloïdienne gauche (PELV_03) (SmallF : 10.9%; MidM : 6.1%; TallM : 5.5%).

Variation entre les trois morphotypes. (voir Figure 18). Les valeurs moyennes des paramètres morphométriques pelviens des sujets MidM étaient systématiquement inférieures à celles des sujets TallM (de 0.8% pour PELV_12 à 5.5% pour PELV_01). Les valeurs moyennes des paramètres des sujets MidM n'étaient pas systématiquement plus grandes que les valeurs moyennes pour les sujets SmallF. En fait, les valeurs moyennes des paramètres PELV_01, PELV_02, et PELV_03 pour les sujets SmallF étaient assez similaires à celles des sujets MidM. Cependant, pour les autres paramètres la valeur moyenne diminuait systématiquement du morphotype MidM vers SmallF (de 6.7% pour PELV_10 à 15.4% pour PELV_12). Le rapport pelvien largeur/hauteur du bassin proposé dans la littérature (Gray, 1942; Verneau, 1875) pour évaluer la variabilité morphométrique entre hommes et femmes a été estimé par la valeur moyenne des rapports PELV_10/PELV_06 et PELV_10/PELV_07. Pour les sujets MidM et TallM la valeur moyenne de ces rapports était très proche, respectivement 1.20(SD :0.06) et 1.20(SD :0.07). Pour les sujets SmallF, la valeur moyenne de ce rapport était 1.30(SD :0.05). Le rapport pelvien pour SmallF était significativement plus grand que pour MidM et TallM ($p < 0.001$).

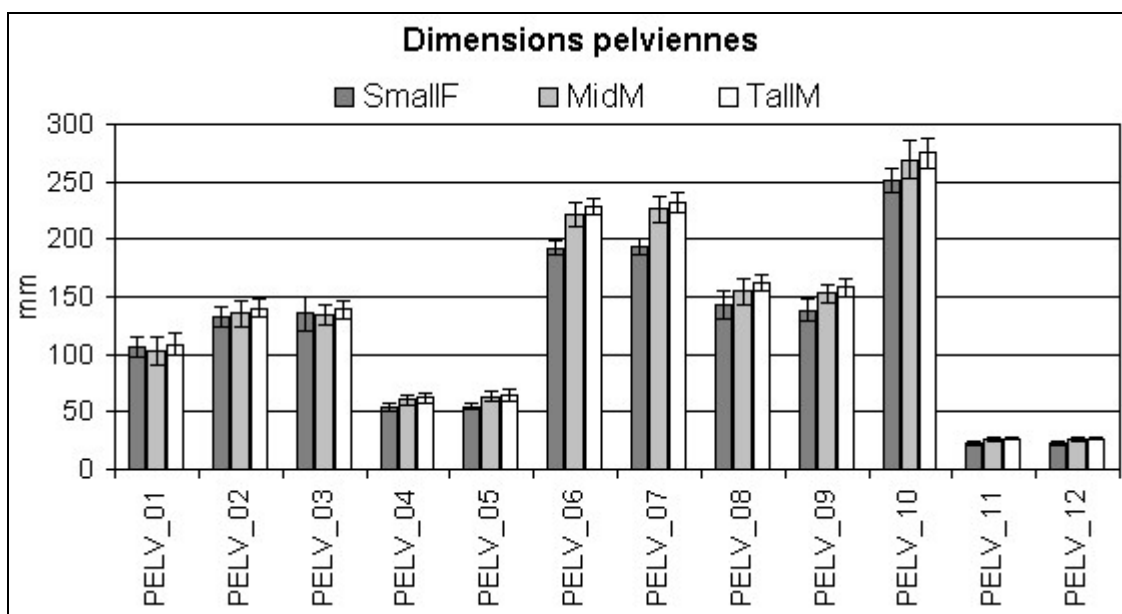


Figure 18 : Valeurs moyennes (et écarts-types) des dimensions pelviennes pour chaque morphotype SmallF, MidM, et TallM.

Tableau 16 : Largeur des plateaux supérieur et inférieur (EPWu et EPWI) (en mm) des vertèbres C3 à L5 pour les 3 sujets sélectionnés pour représenter les 5ème F, 50ème M et 95ème M percentiles en terme de taille et de masse.

| Percentile | 5° F | | 50° M | | 95° M | |
|------------|------|------|-------|------|-------|------|
| Paramètre | EPWu | EPWI | EPWu | EPWI | EPWu | EPWI |
| C3 | 21.8 | 19.8 | 26.1 | 23.7 | 25.8 | 23.4 |
| C4 | 23.7 | 20.0 | 27.4 | 23.1 | 28.9 | 24.4 |
| C5 | 23.0 | 19.3 | 28.8 | 24.3 | 29.0 | 24.5 |
| C6 | 23.7 | 21.4 | 29.0 | 26.1 | 29.1 | 26.1 |
| C7 | 24.0 | 23.6 | 30.5 | 29.9 | 26.4 | 25.9 |
| T1 | 25.4 | 23.5 | 28.6 | 30.8 | 26.6 | 25.3 |
| T2 | 22.6 | 22.7 | 25.8 | 30.7 | 24.0 | 27.1 |
| T3 | 20.8 | 22.0 | 24.3 | 32.8 | 22.7 | 28.7 |
| T4 | 18.9 | 22.3 | 24.2 | 31.2 | 23.3 | 30.1 |
| T5 | 18.7 | 23.8 | 22.9 | 33.9 | 22.3 | 30.9 |
| T6 | 19.5 | 24.3 | 24.0 | 36.2 | 21.9 | 32.6 |
| T7 | 19.9 | 24.5 | 24.0 | 39.8 | 23.1 | 33.1 |
| T8 | 19.9 | 24.9 | 25.2 | 41.5 | 23.3 | 36.2 |
| T9 | 20.5 | 27.1 | 25.6 | 42.6 | 24.0 | 37.8 |
| T10 | 21.8 | 28.8 | 26.4 | 42.6 | 25.6 | 42.4 |
| T11 | 23.6 | 31.2 | 28.6 | 44.2 | 29.0 | 42.6 |
| T12 | 25.6 | 31.6 | 32.5 | 48.9 | 30.5 | 43.9 |
| L1 | 26.0 | 34.0 | 31.0 | 46.5 | 30.8 | 46.2 |
| L2 | 26.3 | 34.7 | 30.9 | 45.9 | 32.7 | 50.3 |
| L3 | 27.0 | 36.4 | 32.2 | 45.3 | 33.9 | 52.0 |
| L4 | 29.3 | 39.5 | 35.1 | 50.4 | 36.5 | 53.7 |
| L5 | 32.9 | 41.4 | 40.9 | 52.2 | 43.6 | 58.1 |

Tableau 17 : Profondeur des plateaux supérieur et inférieur (EPDu & EPDI) et hauteur médiane du corps vertébral (VBHm) (en mm) des vertèbres C3 à L5 pour les 3 sujets sélectionnés pour représenter les 5ème F, 50ème M et 95ème M percentiles en terme de taille et de masse.

| Percentile | 5e F | | | 50e M | | | 95° M | | |
|------------|------|------|------|-------|------|------|-------|------|------|
| Paramètre | EPDu | EPDI | VBHm | EPDu | EPDI | VBHm | EPDu | EPDI | VBHm |
| C3 | 13.4 | 14.5 | 14.9 | 16.0 | 17.3 | 17.9 | 15.8 | 17.1 | 17.6 |
| C4 | 13.0 | 14.4 | 15.7 | 15.0 | 16.7 | 18.2 | 15.9 | 17.6 | 19.2 |
| C5 | 12.7 | 13.9 | 14.8 | 15.9 | 17.4 | 18.6 | 16.0 | 17.5 | 18.7 |
| C6 | 13.7 | 14.7 | 15.5 | 16.7 | 17.9 | 18.9 | 16.7 | 18.0 | 18.9 |
| C7 | 14.0 | 14.3 | 15.8 | 17.8 | 18.1 | 20.1 | 15.4 | 15.7 | 17.4 |
| T1 | 14.7 | 18.5 | 16.1 | 19.9 | 21.6 | 17.0 | 20.2 | 17.7 | 15.5 |
| T2 | 19.6 | 21.0 | 15.3 | 21.9 | 23.7 | 16.0 | 19.4 | 20.4 | 17.7 |
| T3 | 18.8 | 19.1 | 20.3 | 25.4 | 26.7 | 16.4 | 20.6 | 20.9 | 17.1 |
| T4 | 18.5 | 18.9 | 17.1 | 27.4 | 27.3 | 19.4 | 21.5 | 23.0 | 19.7 |
| T5 | 18.6 | 19.6 | 17.7 | 27.6 | 27.9 | 19.1 | 22.4 | 24.2 | 19.3 |
| T6 | 19.7 | 21.0 | 17.4 | 28.8 | 30.4 | 20.9 | 24.4 | 24.2 | 24.3 |
| T7 | 21.2 | 23.3 | 19.2 | 30.6 | 31.6 | 20.9 | 25.6 | 27.5 | 25.1 |
| T8 | 23.4 | 24.5 | 19.4 | 31.5 | 32.7 | 18.9 | 28.3 | 29.6 | 23.1 |
| T9 | 24.0 | 25.0 | 19.6 | 32.4 | 31.8 | 21.2 | 30.1 | 28.1 | 22.8 |
| T10 | 24.2 | 25.6 | 20.9 | 31.7 | 33.1 | 23.4 | 28.6 | 30.0 | 23.8 |
| T11 | 24.3 | 25.6 | 22.1 | 34.8 | 35.6 | 24.3 | 30.4 | 30.0 | 26.4 |
| T12 | 24.8 | 25.2 | 24.0 | 36.1 | 38.4 | 24.1 | 31.1 | 31.6 | 26.2 |
| L1 | 25.9 | 26.7 | 23.9 | 37.3 | 35.0 | 26.5 | 32.0 | 31.5 | 26.0 |
| L2 | 25.6 | 27.5 | 24.2 | 33.8 | 33.3 | 28.3 | 33.3 | 35.2 | 29.6 |
| L3 | 26.9 | 28.2 | 24.4 | 33.6 | 33.9 | 29.2 | 33.9 | 34.1 | 29.9 |
| L4 | 28.9 | 28.0 | 25.0 | 33.5 | 32.0 | 30.0 | 33.0 | 32.9 | 29.1 |
| L5 | 28.0 | 27.8 | 25.6 | 31.8 | 30.4 | 28.4 | 34.2 | 35.6 | 30.2 |

3.2.2 Vertèbres

Evolution globale et variabilité inter-individuelle. (voir Figure 19 à Figure 23). L'évolution des paramètres le long de la colonne vertébrale (de C3 à L5) était semblable pour les trois morphotypes. Globalement, les cinq paramètres augmentaient de C3 à L5. On a constaté pour les cinq paramètres une légère augmentation le long du rachis cervical inférieur (de C3 à C7). Puis, ils augmentaient régulièrement et plus rapidement le long du rachis thoracique (T1-T12). Et ensuite, le long de la colonne lombaire, la croissance continuait pour EPWu et EPWl, tandis qu'elle diminuait pour EPDu, EPDI, et VBHm. De légères différences (moyenne : 0.7mm) ont été notées entre EPDu et EPDI soit pour une vertèbre ou pour deux vertèbres adjacentes, tandis que de plus grandes différences (moyenne : 1.6mm) ont été mises en évidence entre EPWu et EPWl. Le SD% pour la profondeur et la largeur des plateaux variait de 3.9 à 15.9% (pour les trois morphotypes), ce qui indique une grande variabilité inter-individuelle. Cette variabilité est moins importante pour VBHm dont le SD% variait de 3.5 à 10.9%.

Variation entre les trois morphotypes. (voir Figure 19 à Figure 23). La valeur moyenne des cinq paramètres vertébraux des sujets MidM était systématiquement plus grande que pour les sujets SmallF. La croissance moyenne d'un sujet SmallF vers un sujet MidM était de 13.4% pour la largeur des plateaux, -16% pour la profondeur, et -11% pour la hauteur du corps vertébral. La valeur moyenne des cinq paramètres pour un sujet MidM était dans l'ensemble légèrement inférieure à celle pour les sujets TallM (moyenne : 3% pour EPW, 1.4% pour EPD, et 2% pour VBHm).

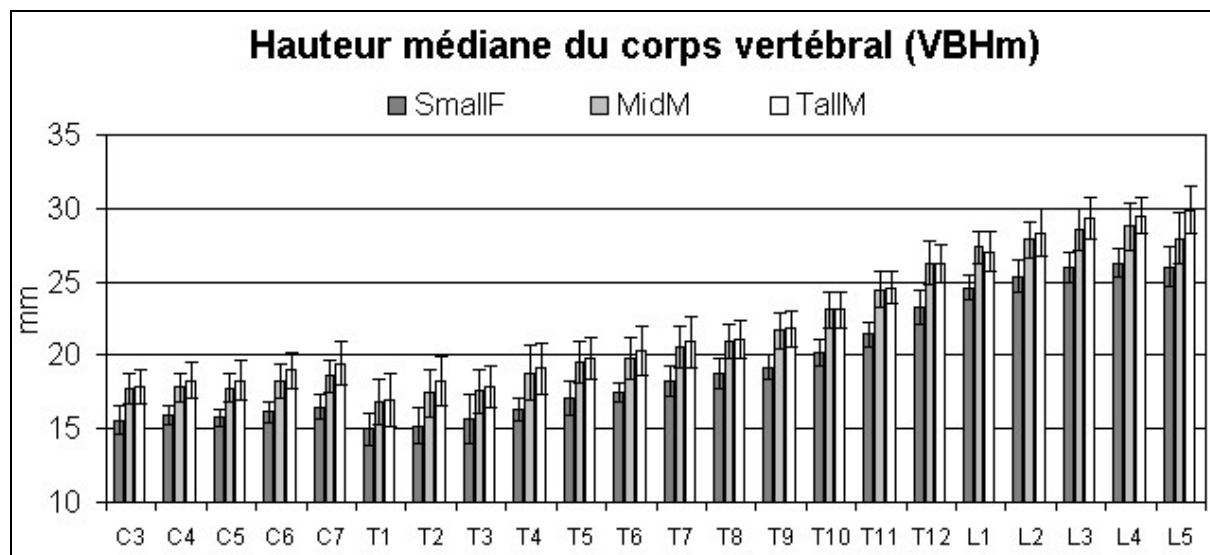


Figure 19 : Valeurs moyennes (et écarts-types) de la hauteur médiane du corps vertébral (VBHm).

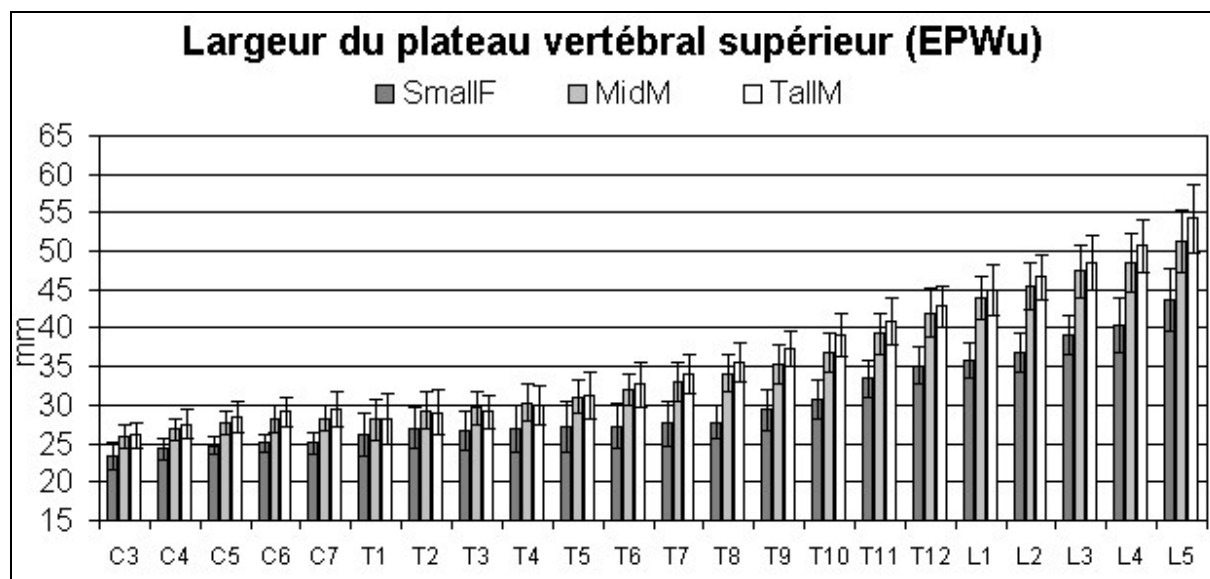


Figure 20 : Valeurs moyennes (et écarts-types) de la largeur du plateau vertébral supérieur (EPWu).

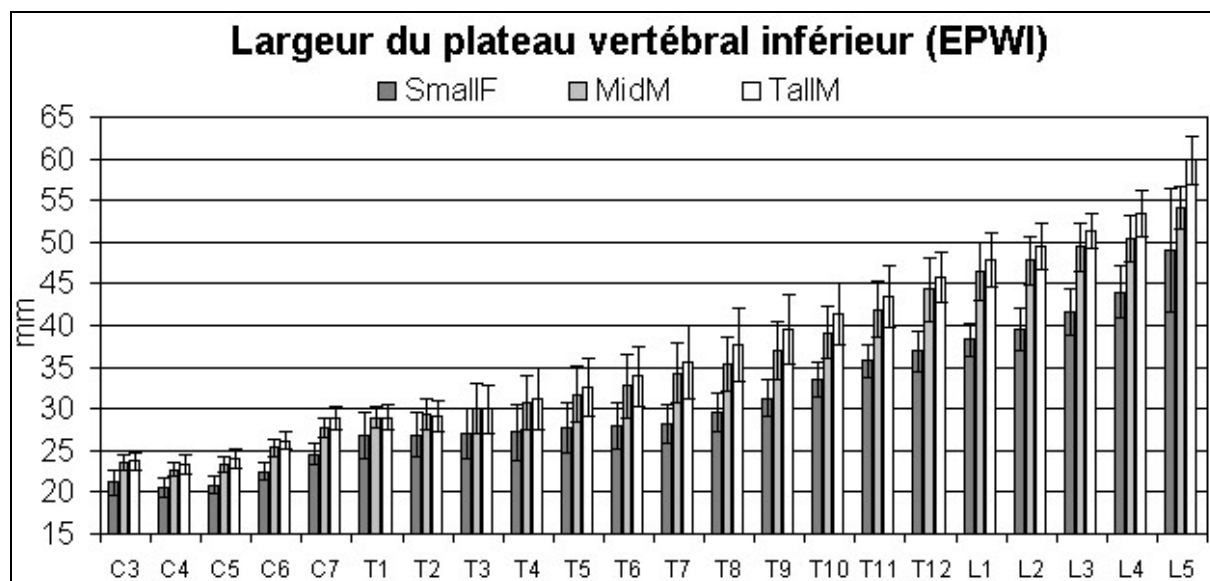


Figure 21 : Valeurs moyennes (et écarts-types) de la largeur du plateau vertébral inférieur (EPWi).

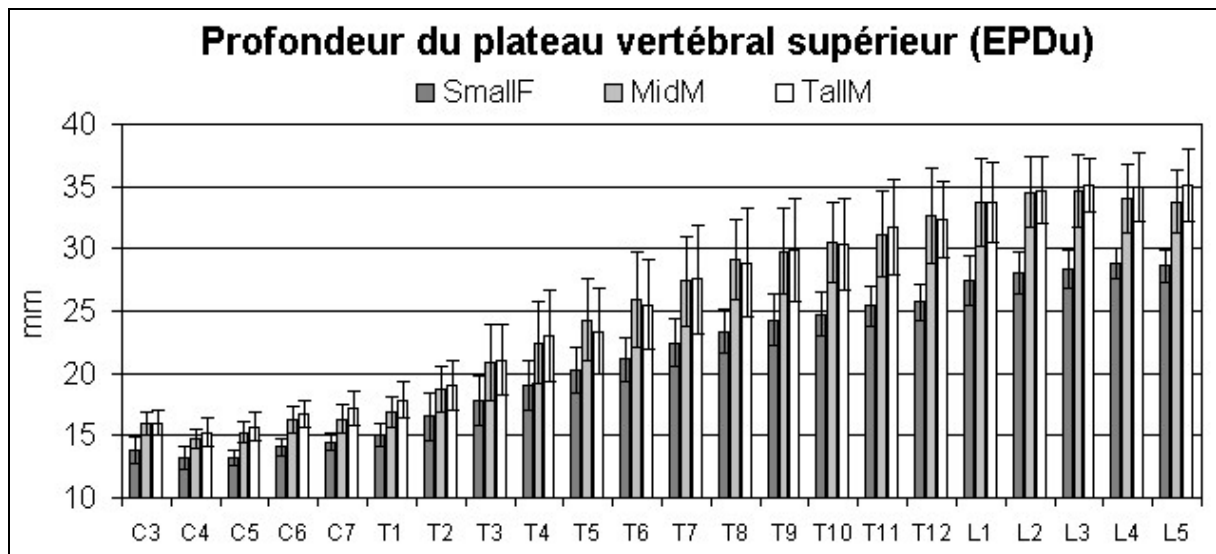


Figure 22 : Valeurs moyennes (et écarts-types) de la profondeur du plateau vertébral supérieur (EPDu).

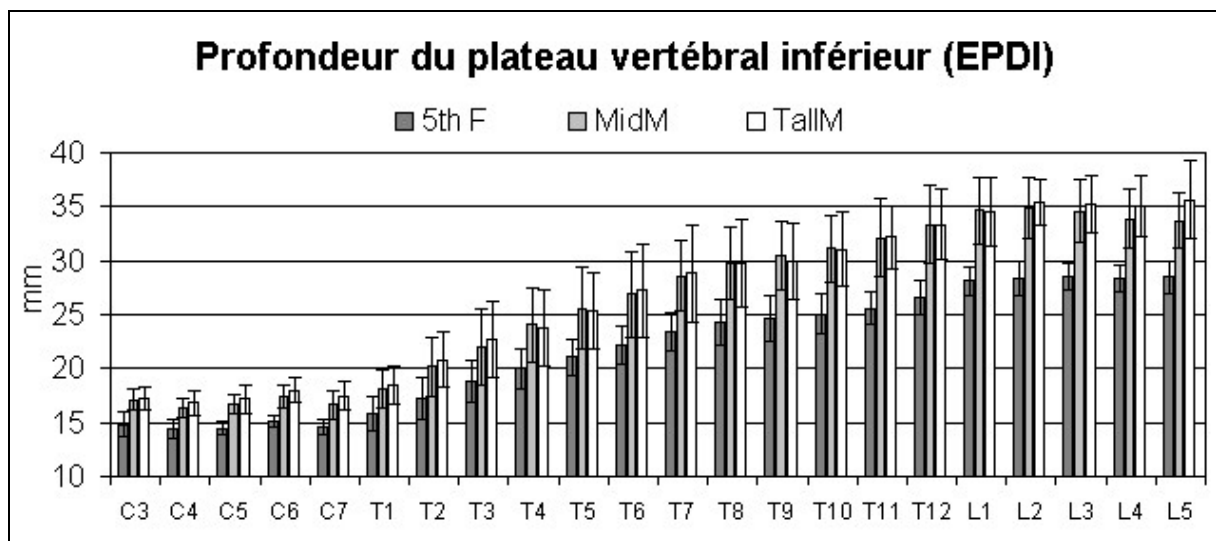


Figure 23 : Valeurs moyennes (et écarts-types) de la profondeur du plateau vertébral inférieur (EPDI).

Tableau 18 : Largeur et longueur de la corde des lignes médianes costales des niveaux T1 à T10 (en mm) pour les 3 sujets sélectionnés pour représenter les 5ème F, 50ème M et 95ème M percentiles en terme de taille et de masse (valeurs des côtés droit et gauche moyennées).

| Percentile | 5e F | | 50e M | | 95e M | |
|------------|--------------|-------|--------------|-------|--------------|-------|
| Paramètre | Largeur max. | Corde | Largeur max. | Corde | Largeur max. | Corde |
| T1 | 21.8 | 76.8 | 27.4 | 82.8 | 32.2 | 89.8 |
| T2 | 58.7 | 97.0 | 77.1 | 106.3 | 77.5 | 118.7 |
| T3 | 69.6 | 129.5 | 91.4 | 138.4 | 89.1 | 163.1 |
| T4 | 76.3 | 147.1 | 96.9 | 163.8 | 95.7 | 198.4 |
| T5 | 80.5 | 168.5 | 99.9 | 183.5 | 93.5 | 221.1 |
| T6 | 79.5 | 177.2 | 100.5 | 204.6 | 92.5 | 244.8 |
| T7 | 74.8 | 196.0 | 98.6 | 227.0 | 87.4 | 243.8 |
| T8 | 71.4 | 197.9 | 93.0 | 225.9 | 83.1 | 243.3 |
| T9 | 65.6 | 186.4 | 82.0 | 210.3 | 75.5 | 223.4 |
| T10 | 53.9 | 167.7 | 68.1 | 190.6 | 63.8 | 206.2 |

3.2.3 Cage thoracique

Paramètres locaux. Pour les deux paramètres costaux, il n'y avait pas de différence significative entre côtés droit et gauche des valeurs moyennes pour tous les niveaux et pour les trois morphotypes ($0.633 < p < 0.983$). L'évolution des deux paramètres de T1 à T10 était similaire pour les trois morphotypes. Globalement, ils augmentaient jusqu'à une valeur maximale (5^e ou 6^e côte pour la corde, et 8^e côte pour la largeur maximale), et ensuite ils diminuaient jusqu'à T10. Le SD% pour la largeur maximale variait de 5.7 à 19.3% (moyenne : 8.5%), ce qui indique une grande variabilité inter-individuelle. Cette variabilité est moins importante pour la longueur de la corde dont le SD% variait de 3.9 à 9.2% (moyenne : 6.3%). La diminution moyenne d'un sujet MidM vers un sujet SmallF était -14.3% pour la valeur de la largeur maximale, et -13.0% pour celle de la longueur de la corde. La valeur moyenne des deux paramètres pour les sujets MidM était globalement inférieure à celle des sujets TallM (diminution moyenne : 4.2% pour la largeur maximale, 3.9% pour la corde).

Paramètres globaux. La valeur moyenne(SD) de la largeur thoracique antéro-postérieure pour les morphotypes SmallF , MidM, et TallM était respectivement 162(8)mm, 191(13)mm, et 220(18)mm. La valeur moyenne(SD) de la largeur thoracique médio-latérale pour les morphotypes SmallF , MidM, et TallM était respectivement 257(32)mm, 298(30)mm, et 309(26)mm. La variabilité inter-individuelle (SD%) était plus grande pour la largeur médio-latérale (SmallF : 12.6% ; MidM : 10.1% ; TallM : 8.4%) que pour la largeur antéro-postérieure (SmallF : 5.1% ; MidM : 7.0% ; TallM : 8.2%). La valeur moyenne des largeurs antéro-postérieure et médio-latérale des sujets MidM était plus grande que celle pour les sujets SmallF (respectivement +14.7% et +13.7), et inférieure à celle pour les sujets TallM (respectivement -15.7% et -3.7%).

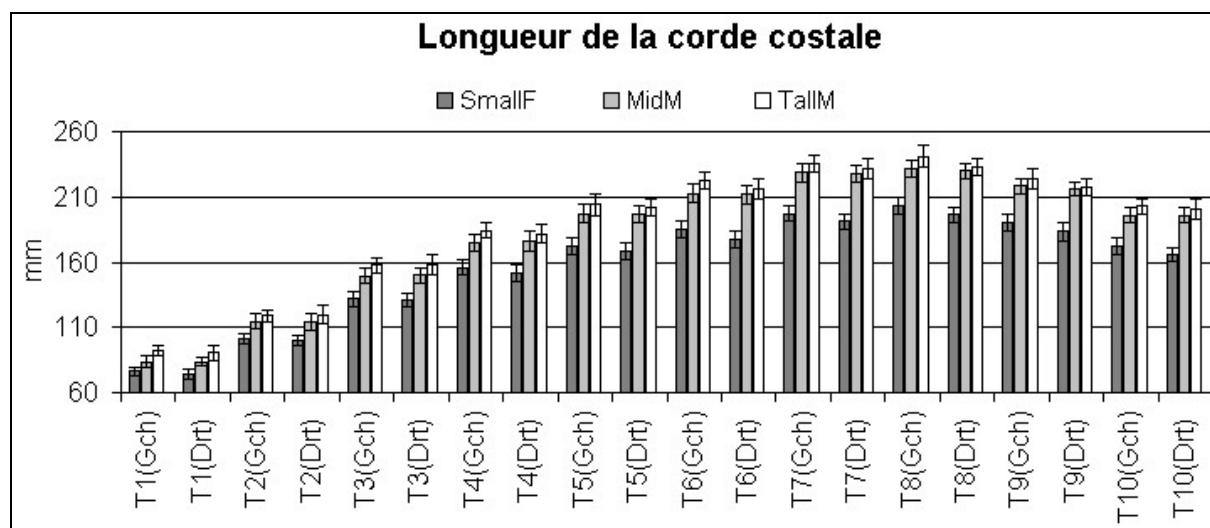


Figure 24 : Valeurs moyennes (et écarts-types) de la longueur de la corde de la ligne médiane costale.

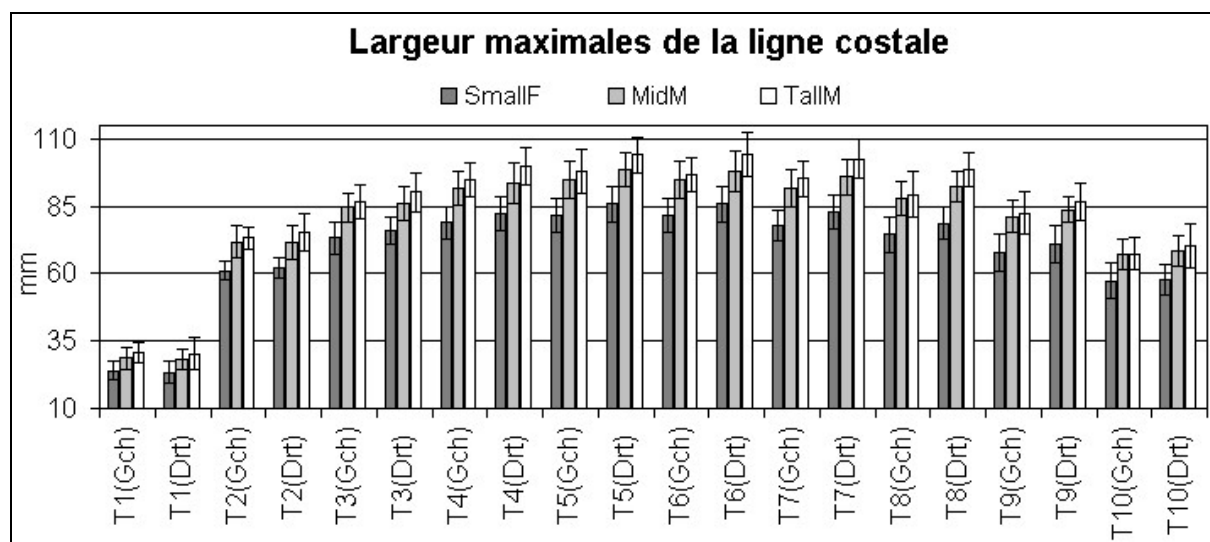


Figure 25 : Valeurs moyennes (et écarts-types) de la largeur maximale de la ligne médiane costale.

3.3 Résultats globaux

Les dimensions géométriques des sujets SmallF étaient systématiquement plus petites que celles des sujets MidM en moyenne de 13.2%(SD=5.2%) pour les mesures externes, et de 13.9%(SD=3.8%) pour les mesures internes, et de 13.7%(SD=4.2%) pour les mesures externes et internes, excepté pour 3 paramètres pelviens (PELV_01 à 03). Les dimensions géométriques des sujets TallM étaient globalement plus grandes que celles des sujets MidM de 9.3%(SD=6.8%) pour les mesures externes, et de 2.9%(SD=2.6%) pour les mesures internes.

4 Discussion

Le recrutement des sujets des trois morphotypes (SmallF, MidM et TallM) était basé sur $\pm 10\%$ des valeurs de référence (de la taille, de la masse et du BMI) des percentiles 5^e F, 50^e M et 95^e M (Figure 13). Cela induit une valeur de la taille pour SmallF allant de 1.39 à 1.69m et une masse de 42 à 52kg, pour MidM une taille allant de 1.60 à 1.96m, et une masse de 69 à 85kg, et pour TallM une taille allant de 1.71 à 2.09m et une masse de 93 à 113kg. La condition supplémentaire sur le BMI permet de recruter des sujets avec une corpulence similaire.

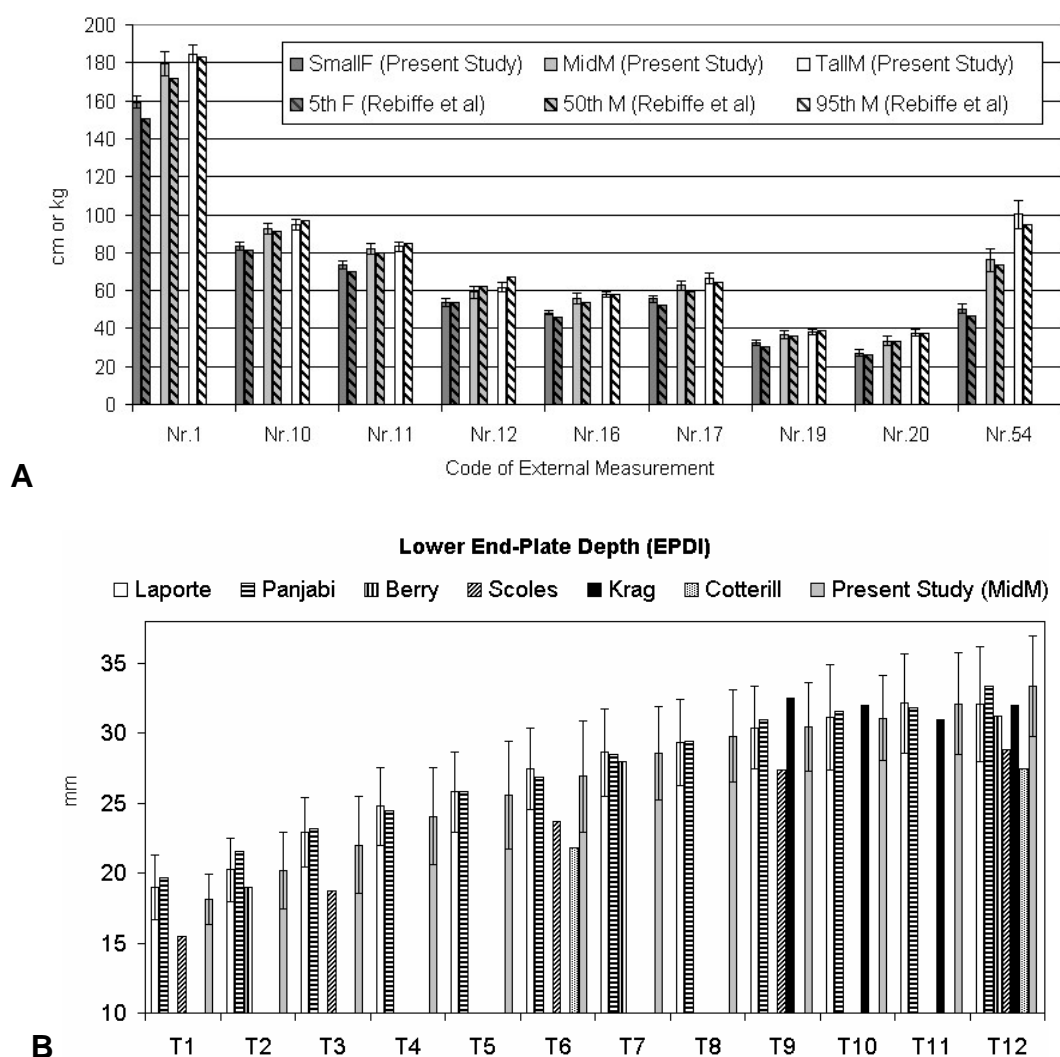


Figure 26 : Deux exemples de comparaison entre cette étude et la littérature. A. Comparaison des données pour 9 paramètres anthropométriques également mesurés par Rebiffé *et coll.* (Rebiffe *et coll.*, 1982). La figure représente : pour la présente étude les valeurs moyennes (et les barres d'écart-types) pour les 3 morphotypes SmallF, MidM et TallM, et pour Rebiffé, les valeurs des 5^e, 50^e et 95^e percentiles. B. Comparaison de la présente étude et de 6 autres études concernant la profondeur du plateau vertébral inférieur pour les sujets MidM (valeurs moyennes et écart-types).

Les dimensions internes et externes fournies par cette base de données ont été comparées quand c'était possible avec des données publiées antérieurement. Les résultats de ces comparaisons sont discutés ci-dessous.

Neuf mesures anthropométriques (externes) réalisées sur les sujets SmallF, MidM et TallM dans cette étude ont été comparées avec celles des 5^e F, 50^e M et 95^e M percentiles selon **Rebiffé et coll.** (Rebiffé et coll., 1982).

On peut noter que les valeurs moyennes pour les morphotypes SmallF, MidM, et TallM étaient globalement légèrement plus grandes que celles de Rebiffé (Figure 26A). Cela peut être dû au fait que les tailles et masses de référence des 5^e F, 50^e M, et 95^e M percentiles fournies par **Serre et coll.** ont été corrigées par un taux de croissance du fait de l'augmentation générale de la taille constatée depuis les années 80 (voir Serre et coll., 2004a). Pour le morphotype SmallF, cela peut aussi être dû à la répartition des sujets qui sont majoritairement situés au niveau de la limite supérieure du trapèze SmallF (Figure 13).

Le rapport pelvien largeur/hauteur estimé dans cette étude pour les trois morphotypes était semblable aux valeurs fournies par **Verneau** (Verneau, 1875). Cette étude, basée sur la mesure de 35 spécimens cadavériques féminins et 65 masculins, donnait un rapport de 1.35 pour les femmes (vs. 1.30 dans la présente étude), et 1.26 pour les hommes (vs. 1.20), soit une différence selon le genre de 7.1% (vs. 7.7%). Ainsi, en accord avec la littérature (Gray, 1942; Verneau, 1875) le rapport pelvien largeur/hauteur des femmes était bien supérieur à celui des hommes.

Les paramètres vertébraux ont été comparés avec des données publiées précédemment pour les cervicales (Francis, 1955; Liu et coll., 1986; Nissan et Gilad, 1984; Panjabi et coll., 1991a), les thoraciques (Berry et coll., 1987; Cotterill et coll., 1986; Krag et coll., 1988; Laporte et coll., 2000; Panjabi et coll., 1991b; Scoles et coll., 1988; Zindrick et coll., 1987), et les lombaires (Berry et coll., 1987; Cotterill et coll., 1986; Gilad et Nissan, 1986; Krag et coll., 1988; Panjabi et coll., 1992; Scoles et coll., 1988). Le paramètre VBHm quel que soit la vertèbre et le paramètre EPWu pour les vertèbres cervicales n'ont pas été comparés étant donné que ces paramètres n'ont pas été mesurés de la même façon dans les études précédentes.

La Figure 26B montre l'évolution du paramètre EPDI le long de la colonne thoracique (profondeur du plateau inférieur) pour le morphotype MidM comparée à six autres études. Les valeurs proposées par la présente étude sont contenues dans le corridor des données de la littérature, excepté pour le paramètre EPWl mesuré sur les vertèbres cervicales dont les valeurs étaient globalement supérieures à celles de **Panjabi et coll.** (Panjabi et coll., 1991a) et **Francis** (Francis, 1955).

Les valeurs pour la longueur de la corde des lignes médianes costales ont pu être comparées avec celles fournies par **Dansereau et Stokes** (Dansereau et Stokes, 1988) qui ont également réalisé des mesures costales à l'aide d'une technique de reconstruction stéréoradiographique 3D sur 10 sujets (masculins et féminins) normaux (6 cadavres + 4 volontaires). L'évolution de la corde de T2 à T10 pour la présente étude était similaire aux résultats de **Dansereau et Stokes**, avec une valeur maximale pour les niveaux T7-T8.

Ainsi, les résultats de ces différentes comparaisons montrent que les données obtenues par cette étude sont cohérentes avec les études anthropométriques et morphométriques précédentes.

Cette étude fournit également des taux de variation des dimensions quand on passe d'un sujet MidM moyen vers un sujet SmallF moyen ou un sujet TallM moyen, ce qui est utile pour une mise à l'échelle de données géométriques d'un morphotype vers un autre (les données géométriques étant le plus souvent fournies pour des sujets proches du morphotype MidM).

Enfin, cette base de données présente un intérêt majeur pour la détermination de relations entre dimensions externes, entre dimensions internes, ou entre dimensions externes et internes.

5 Conclusion

Pour chacun des 64 volontaires 54 mesures anthropométriques (externes) et 164 mesures morphométriques (internes) ont été collectées.

Les méthodes de reconstruction stéréoradiographiques 3D mises en œuvre dans cette étude pour obtenir *in vivo* les géométries internes du corps sont une alternative à la tomodensitométrie 3D avec le grand avantage de n'imposer qu'une faible dose de radiation aux sujets mesurés.

Ainsi, outre l'originalité de la procédure présentée dans cette étude pour réaliser une acquisition géométrique *in vivo*, cette étude propose une description étendue des géométries externes et internes du corps humain pour trois morphotypes. De plus, l'ensemble des mesures externes (corps entier) et internes (squelette du tronc) réalisées sur trois sujets représentant les percentiles 5^e F, 50^e M et 95^e M est fourni.

Finalement, cette étude a permis d'apporter des données originales pour la construction de modèles d'être humain avec des caractéristiques géométriques (externes et internes) proches des percentiles 5^e femme, 50^e et 95^e hommes, ce qui est d'un intérêt majeur pour la simulation de crash-tests.

Enfin, cette base de données géométriques unique combinant des données externes et internes offre encore de nombreuses possibilités dans les domaines de l'anthropométrie, comme, par exemple, l'étude des relations entre différentes dimensions anthropométriques et morphométriques du corps humain.

Chapitre 4 Relations entre dimensions corporelles externes et internes

Le chapitre précédent a présenté le travail réalisé pour constituer une base de données anthropométriques et morphométriques. Ce travail a notamment permis de décrire les caractéristiques géométriques de trois morphotypes et des percentiles 5^e F, 50^e M et 95^e M. Enfin, comme cela a été mentionné précédemment, un des intérêts majeurs de cette base de données est d'offrir la possibilité d'étudier et de déterminer des relations statistiques entre dimensions externes, entre dimensions internes, ou entre dimensions externes et internes du corps humain. Ce travail ayant fait l'objet d'un article en préparation pour la revue « Ergonomics », il sera présenté sous la forme d'un article scientifique (voir version originale en Annexe 6).

1. Introduction

Le développement de modèles virtuels personnalisés d'êtres humains requiert une profonde connaissance des géométries internes et externes du corps humain. En particulier, l'étude de l'existence de relations statistiques entre dimensions corporelles pourrait fournir une aide précieuse en vue de la personnalisation géométrique des modèles développés.

Quelques auteurs ont mis en évidence l'existence de relations entre diverses dimensions externes (relations EXT/EXT) de l'ensemble du corps (Rebiffe *et coll.*, 1982). Mais en fait, la plupart des travaux mettent en évidence les relations qu'il existe entre, d'une part, la taille, et d'autre part, soit d'autres dimensions externes, soit des dimensions internes. Ainsi, ces travaux ont montré que la taille pouvait être estimée à l'aide de dimensions externes de parties du corps telles que les membres inférieurs (Cheng *et coll.*, 2001; Han et Lean, 1996; Ozaslan *et coll.*, 2003), le pied (Gordon et Buikstra, 1992), les membres supérieurs (Han et Lean, 1996 ; Basse, 1986), et la main (Abdel-Malek *et coll.*, 1990; Bhatnagar *et coll.*, 1984; Saxena, 1984). Des travaux ont aussi montré que la taille peut être estimée à partir de dimensions de structures internes du corps telles que les os longs des membres supérieures et inférieures (Choi *et coll.*, 1997; De Mendonca, 2000; Pearson, 1898; Telkkä, 1950; Trotter et Gleser, 1952a), la clavicule (Jit et Singh, 1956; Singh et Sohal, 1952), la scapula (Campobasso *et coll.*, 1998), les os de la main (Musgrave et Harneja, 1978; Shintaku et Furuya, 1990), les os du pied (Byers *et coll.*, 1989; Holland, 1995), le crâne (Chiba et Terazawa, 1998), le bassin (Holland *et coll.*, 1982; Ruff *et coll.*, 1997), et le rachis (Tibbetts, 1981; Terazawa *et coll.*, 1985 ; Jason et Taylor, 1995; Terazawa *et coll.*, 1990).

Cependant, ces relations, dites anthropométriques¹⁰, ont été étudiées sur des sujets de différentes origines mondiales (Afrique, Amériques, Asie, Caucase, Europe), et certaines de ces études datent de plusieurs dizaines d'années. Ainsi, étant donné l'influence de l'origine d'une population sur les relations étudiées (Stevensen, 1929), et l'évolution des données anthropométriques d'une génération à la suivante (Chiarelli, 1977 ; Hunt, 1958), de nouvelles investigations sur des sujets européens de la génération actuelle semblent nécessaires.

¹⁰ Qu'elles concernent des dimensions externes (anthropométriques), des dimensions internes (morphométriques), ou les deux, pour simplifier, nous parlerons de relations *anthropométriques* dans la suite de ce chapitre.

De plus, aucune étude ne rapporte d'analyse entre à la fois des dimensions corporelles externes et des dimensions internes de l'ensemble du corps pour obtenir des relations (ou modèles statistiques) EXT/EXT et EXT/INT (entre des dimensions externes et internes).

L'objet de cette étude était donc d'analyser des relations anthropométriques EXT/EXT et EXT/INT d'individus européens, afin de pouvoir estimer les géométries internes (os du tronc) et externes (corps entier) du corps humain à partir d'un faible nombre de mesures corporelles.

2. Matériels et méthodes

Quatre-vingt-cinq sujets volontaires ont été inclus dans cette étude (Tableau 19). Soixante-quatre sujets ont été sélectionnés selon leur morphologie : 16 sujets SmallF (femmes de petite taille), 33 sujets MidM (hommes de taille moyenne), et 15 sujets TallM (hommes de grande taille). Et vingt et un sujets européens supplémentaires, 14 femmes (AddF) et 7 hommes (AddM), ont été recrutés avec comme seule condition que leur Indice de Masse Corporelle (BMI : *Body Mass Index*) soit dans le corridor des 64 sujets précédents. Chacun de ces volontaires a signé un formulaire de consentement (avis favorable du CCPRB Paris Saint-Antoine N°02547).

Tableau 19 : Valeurs moyennes (écart-type) des caractéristiques anthropométriques des sujets recrutés par catégorie.

| Catégorie | n | Age années | Taille cm | Taille assis cm | Masse kg | BMI [†] kg/m ² |
|---------------------|----|---------------|--------------|--------------------|-------------|---------------------------------------|
| SmallF [§] | 16 | 32.5(11.6) | 159(3.2) | 83.5(2.3) | 50.4(2.4) | 19.9(1.0) |
| MidM [§] | 33 | 27.0(4.8) | 180(6.2) | 92.4(3.0) | 76.1(5.9) | 23.6(1.6) |
| TallM [§] | 15 | 33.5(11.1) | 185(4.9) | 94.7(2.5) | 100.2(7.5) | 29.3(1.7) |
| AddF [*] | 14 | 27.3(5.0) | 164.8(5.9) | 86.3(2.7) | 61.5(5.4) | 22.7(2.5) |
| AddM [*] | 7 | 25.3(2.5) | 175.3(3.7) | 89.0(1.0) | 60.7(2.9) | 19.8(1.4) |

[†]BMI (*Body Mass Index*) = Indice de Masse Corporelle = Masse / Taille².

[§]Morphotypes : SmallF : femmes de petite de taille ; MidM : hommes de taille moyenne ; TallM : hommes de grande taille.

^{*}Sujets supplémentaires hors morphotypes précédents : AddF : sujets féminins, AddM : sujets masculins.

Serre et coll. (Serre et coll., 2004a) ont proposé des valeurs de référence pour la taille et le poids des 5^e percentile féminin (5^e F), 50^e percentile masculin (50^e M), et 95^e percentile masculin (95^e M) pour une population européenne. Pour la présente étude, un sujet appartenait aux morphotypes SmallF, MidM ou TallM si sa taille, sa masse, et son BMI étaient compris dans un intervalle de +/-10% autour des valeurs de référence des percentiles 5^e F, 50^e M, et 95^e M (Figure 27).

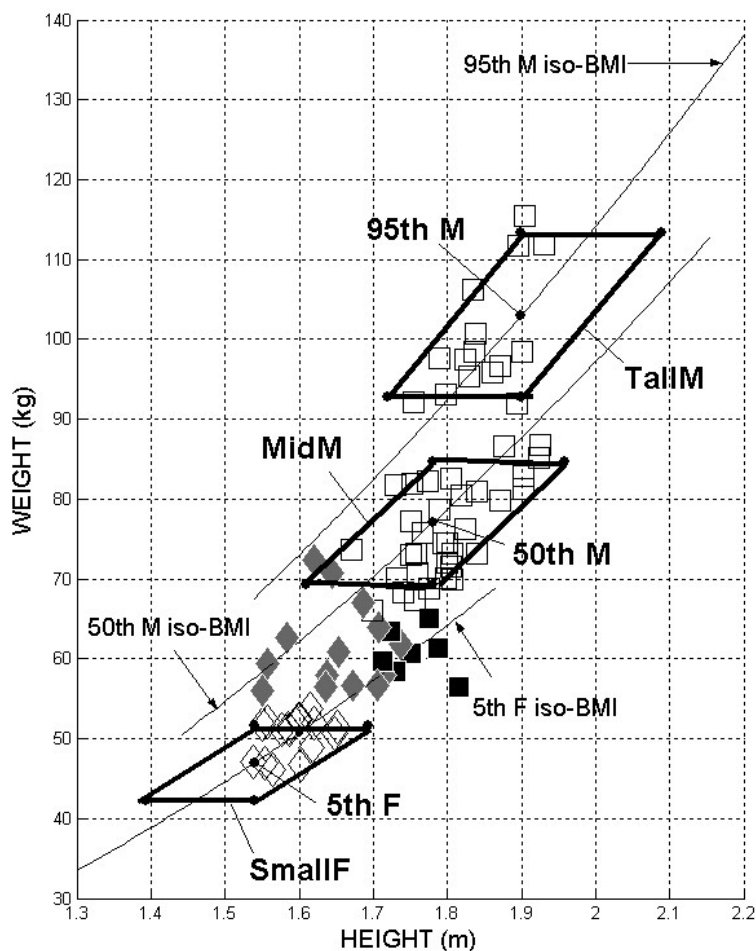


Figure 27 : Distribution des sujets selon leur taille (Height) et leur masse (Weight). Les carrés se rapportent aux sujets masculins et les losanges aux sujets féminins. Les carrés noirs et les losanges gris se rapportent respectivement aux sujets AddM et AddF. Les trapèzes (en gras) délimitent les trois morphotypes SmallF, MidM, et TallM autour des points définissant les personnes 5^e F, 50^e M, et 95^e M (Serre *et coll.*, 2004a).

2.1 Base de données géométriques

Cinquante-quatre mesures corporelles externes (anthropométriques) et 162 mesures internes (morphométriques) ont été collectées pour chacun des 85 sujets.

Les mesures externes incluaient la masse corporelle, et différentes longueurs, hauteurs et circonférences prises sur l'ensemble du corps. Les mesures internes comprenaient 12 dimensions pelviennes, 5 dimensions de chacune des vertèbres C3 à L5 ($n = 5 \text{ dimensions} * 22 \text{ vertèbres} = 110 \text{ dimensions}$), et 2 dimensions des côtes 1 à 10 ($n = 2 \text{ dimensions} * 10 \text{ côtes} * 2 \text{ côtés} = 40 \text{ dimensions}$). La définition de chaque dimension a été présentée précédemment par **Bertrand *et coll.*** (Bertrand *et coll.*, 2005 – voir Chapitre 3 §2 p. 46.).

2.2 Analyse statistique

2.2.1 Arrangement des données géométriques

L'ensemble des données géométriques a été divisé en deux groupes : un groupe de dimensions externes et un groupe de dimensions internes (contenant toutes les dimensions

pour le bassin, la cage thoracique, et les vertèbres). Chacun de ces groupes était soit considéré en globalité (regroupant ainsi les données des trois morphotypes), soit séparé en trois sous-groupes correspondant à chacun des morphotypes.

2.2.2 Méthode d'analyse

Des équations de régression linéaire simple ou multiple ont été développées pour de nombreuses combinaisons de variables (ou dimensions) afin d'aboutir aux meilleurs modèles EXT/EXT et EXT/INT possibles. Pour déterminer ces modèles optimaux la méthodologie suivante, réalisée à l'aide du logiciel R¹¹, a été suivie.

1- Données d'entrée. Les données d'entrée de chaque analyse statistique étaient : d'une part un groupe de variables à expliquer (ou à prédire), et d'autre part un groupe de variables explicatives (ou prédictives). Chacune des variables était une dimension représentée par un code et l'ensemble des valeurs mesurées sur l'échantillon étudié.

2- Sélection des modèles optimaux de 1 à 5 variables explicatives. L'utilisation d'un algorithme de sélection de sous-groupes de variables (*subset selection technique* – Miller, 1990) permettait de déterminer pour chacune des variables à expliquer (grâce à une recherche dite exhaustive) les cinq meilleurs modèles utilisant respectivement une à cinq variables explicatives.

Pour chacune des variables d'entrée à expliquer, un modèle parmi les cinq modèles optimaux sélectionnés était finalement retenu.

3- Test de « significativité globale » des 5 régressions. On vérifie pour les cinq modèles que les coefficients de la régression sont significativement différents de zéro (régression significativement meilleure que le modèle constant égal à la valeur moyenne des valeurs mesurées). Cela consiste à vérifier que la statistique F (de Fischer) est supérieure à sa valeur critique (au seuil de 5%) ce qui est vérifiée si la valeur de p (p-value) associée est inférieure à 0.05.

Si, pour le modèle à une variable explicative, la valeur de p associée à la statistique F était inférieure à 0.001, on retenait d'office ce modèle. Dans le cas contraire on utilisait un critère supplémentaire.

4- Comparaison des modèles à l'aide du BIC. Parmi les modèles pour lesquels la « significativité globale » était vérifiée, le modèle retenu était le modèle avec le moins de variables explicatives ayant une valeur minimale du critère d'information Bayésien¹² (*BIC* : *Bayesian Information Criterion*).

Une dimension pour laquelle aucune régression n'était retenue était qualifiée de dimension isolée.

¹¹ R Development Core Team (2005). R: A language and environment for statistical computing. R Foundation for Statistical Computing, Vienna, Austria. ISBN 3-900051-07-0, URL <http://www.R-project.org>, dernier accès : août 2005.

¹² Le BIC dépend du nombre de variables explicatives et du nombre d'observations.

2.2.3 Détermination de modèles EXT/EXT

Une première analyse pour l'obtention de modèles EXT/EXT était réalisée pour les trois morphotypes regroupés. Dans ce cas, le groupe de variables explicatives était également le groupe de variables à expliquer.

Cette analyse réalisée a permis de déterminer des variables principales (ou dimensions principales externes). Cela a consisté à sélectionner manuellement un nombre minimal de variables (ou dimensions externes) permettant de prédire un nombre maximal de dimensions externes (dimensions externes secondaires). En pratique, les variables sélectionnées étaient celles apparaissant le plus souvent parmi les variables explicatives.

Ensuite, trois analyses supplémentaires pour l'obtention de modèles EXT/EXT associés à chaque morphotype ont été réalisées. Dans ces cas, le groupe des variables à expliquer était le sous-groupe des dimensions externes associé au morphotype concerné, tandis que le groupe de variables explicatives était composé des variables principales (dimensions principales externes) sélectionnées précédemment.

2.2.4 Détermination de modèles EXT/INT

Afin d'obtenir des modèles EXT/INT pour les trois morphotypes regroupés, deux jeux de modèles EXT/INT ont été développés en sélectionnant les variables explicatives d'une part parmi l'ensemble des dimensions externes (n=54), et d'autre part uniquement parmi les dimensions principales externes. A partir de ces deux jeux de modèles, deux méthodes d'estimation ont été évaluées pour estimer le maximum de dimensions externes et internes à partir de dimensions externes mesurées.

La première méthode consistait à mesurer l'ensemble des dimensions externes et ensuite estimer les dimensions internes en utilisant le premier jeu de modèles EXT/INT.

La seconde méthode nécessitait seulement de mesurer les dimensions principales externes ; et ensuite, à partir de la valeur de ces dimensions, les dimensions externes secondaires étaient estimées à l'aide des modèles EXT/EXT, tandis que les dimensions internes étaient estimées à l'aide du second jeu de modèles EXT/INT. Dans le cas de dimensions internes pour lesquelles seul le premier jeu de modèles propose une régression satisfaisante, deux régressions successives étaient réalisées : premièrement, l'estimation de dimensions secondaires externes à partir des dimensions principales externes en utilisant les modèles EXT/EXT, deuxièmement, l'estimation des dimensions internes à partir des dimensions externes prédites en utilisant le premier jeu de modèles EXT/INT. Ainsi, la seconde méthode permet d'estimer autant de dimensions que la première méthode.

2.3 Evaluation des modèles anthropométriques

Les modèles anthropométriques ont été évalués de deux façons. Premièrement, pour l'ensemble des modèles obtenus, l'erreur standard de l'estimation (SEE : *Standard Error of Estimate*) était estimée par l'écart-type des résidus (voir Figure 28).

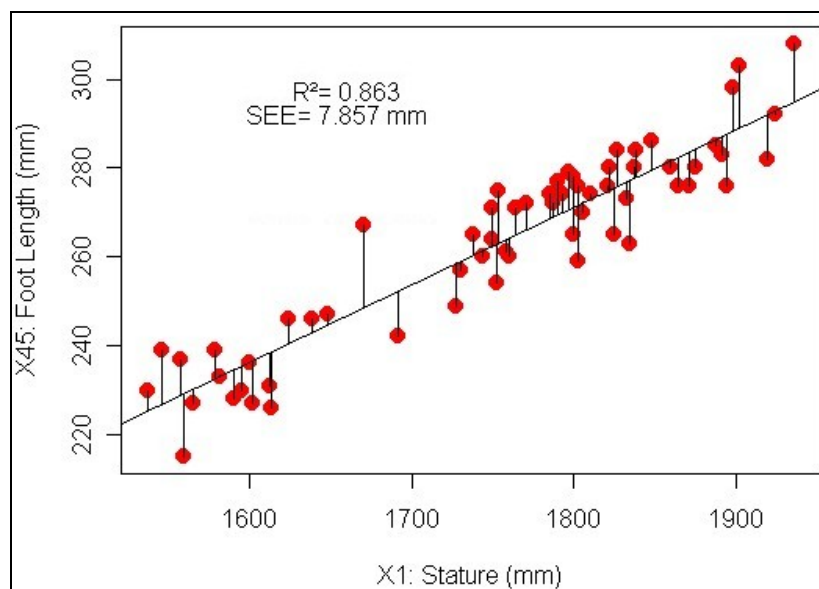


Figure 28 : Modèle linéaire simple pour l'estimation de la longueur du pied (X45) à partir de la taille (X1). Chaque segment vertical représente l'erreurs (ou résidu), c'est-à-dire la différence entre la valeur mesurée et la valeur estimée. La SEE correspond à l'écart-type de ces résidus sur les 64 sujets pour lesquels le modèle a été développé.

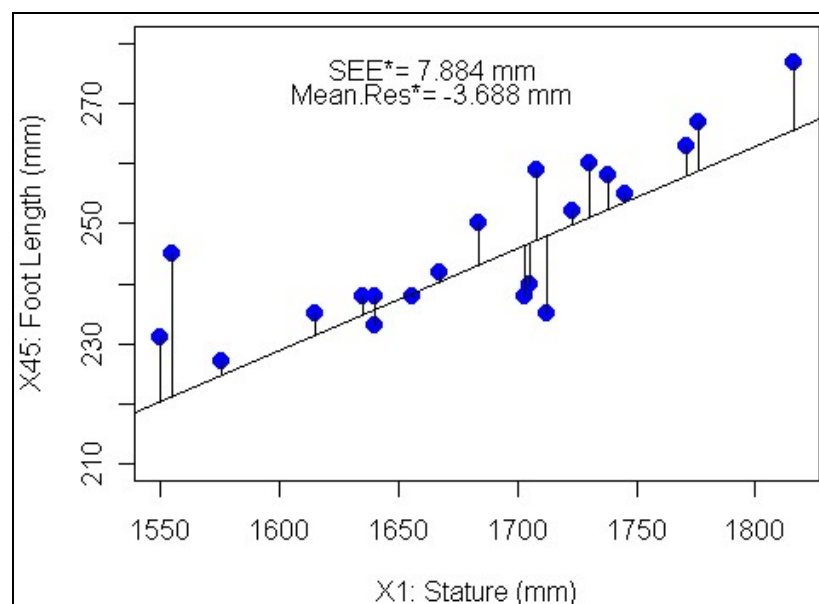


Figure 29 : Application du modèle linéaire développé pour l'estimation de la longueur du pied (X45) à partir de la taille (X1) aux 21 sujets tests. Chaque segment vertical représente l'erreurs (ou résidu), c'est-à-dire la différence entre la valeur mesurée et la valeur estimée. La SEE* correspond à l'écart-type de ces résidus sur les 21 sujets tests.

Deuxièmement, les modèles obtenus pour les trois morphotypes regroupés ont été appliqués sur les 21 sujets supplémentaires (sujets test) pour lesquels l'ensemble des mesures externes et internes était disponible. Les résidus correspondants ont été calculés pour chaque dimension et chacun de ces sujets. Ensuite, la qualité des modèles était évaluée grâce à l'écart-type de ces résidus, une deuxième estimation de l'erreur standard de l'estimation, notée SEE* (voir Figure 29). La valeur moyenne des résidus, une estimation de l'erreur systématique, est également déterminée et notée Mean.Res*. En supposant que les résidus ont une distribution gaussienne, 95% des résidus se situent dans l'intervalle $\pm 2\text{SEE}$ (ou $\pm 2\text{SEE}^*$).

De plus, le coefficient de détermination (R^2 pour un modèle à une variable, ou R^2_{adj} pour plusieurs variables) a également été calculé pour l'ensemble des modèles développés, afin de fournir une information supplémentaire sur la qualité du modèle statistique.

3. Résultats

3.1 Modèles anthropométriques EXT/EXT

3.1.1 Morphotypes regroupés

Les modèles EXT/EXT ont, en premier lieu, été développés pour les trois morphotypes regroupés. Dix dimensions principales externes ont finalement été sélectionnées (Figure 30) : la taille (X1), la hauteur acromion-sol (X3), la hauteur EIAS - sol (X5), la taille assis (X10), la circonférence thoracique axillaire (X22), la circonférence de la tête passant sur la glabella et par l'occiput (X29), la circonférence pelvienne trochantérique (X38), la circonférence cuisse tiers inférieur (X40), la plus grande circonférence de l'avant-bras (X52), et la masse corporelle (X54).

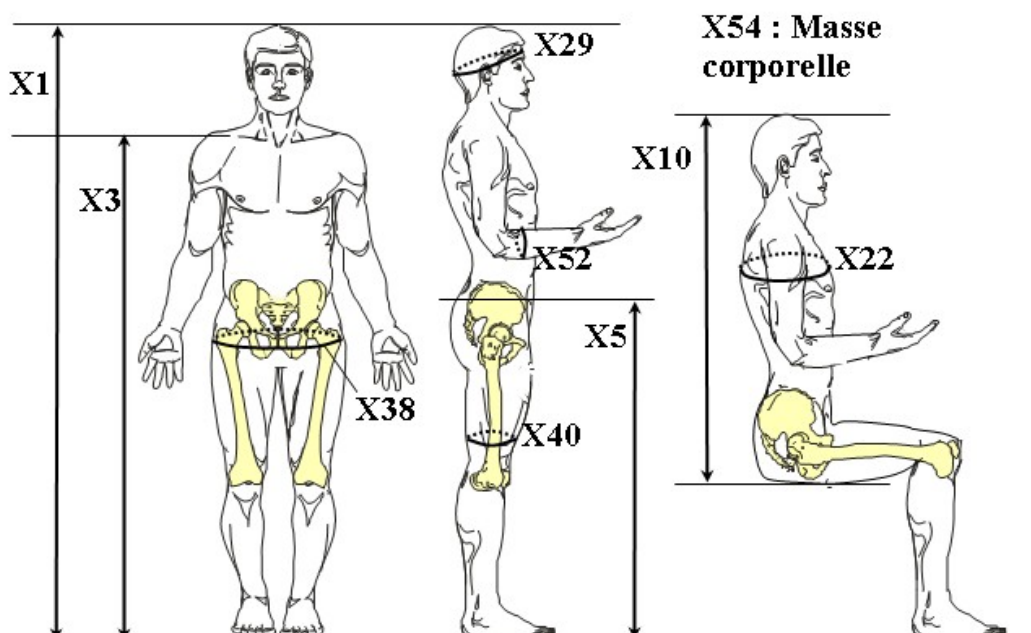


Figure 30 : Représentation des 10 dimensions externes principales: la taille (X1), la hauteur acromion-sol (X3), la hauteur EIAS - sol (X5), la taille assis (X10), la circonférence thoracique axillaire (X22), la circonférence de la tête passant sur la glabella et par l'occiput (X29), la circonférence pelvienne trochantérique (X38), la circonférence cuisse tiers inférieur (X40), la plus grande circonférence de l'avant-bras (X52), et la masse corporelle (X54).

A partir de ces 10 dimensions principales 43 dimensions secondaires externes ont pu être estimées, tandis qu'une seule dimension était isolée (X49) – voir Tableau 20). Le coefficient de détermination R^2 était supérieur à 0.7 pour 37 modèles sur 43 (R^2_{\min} : 0.42 ; R^2_{\max} : 0.99). La valeur de 2SEE(%) était inférieure à 10% pour 36/43 modèles et inférieure à 5% pour 10 modèles. Sa valeur moyenne, sur les 43 dimensions, était de 7.5%.

Pour les sujets supplémentaires, la valeur moyenne des résidus (Mean.Res*) sur les 43 dimensions estimées était en valeur relative de +0.2%. La valeur de 2SEE*(%) était inférieure à 10% pour 33/43 modèles, et inférieure à 5% pour 8 modèles. Sa valeur moyenne était de 8.0%.

La dimension la mieux prédite était la hauteur yeux-sol X2 (2SEE=15.9mm(1.0%) ; 2SEE*=12.5mm(0.8%) ; Mean.Res*= +0.1%). Les dimensions les moins bien prédites étaient : l'épaisseur abdominale X36 (2SEE=38.8mm(16.8%) ; 2SEE*=30.8mm(15.5%) ; Mean.Res*= +0.5%) et la longueur du sternum X48 (2SEE=27.7mm(15.5%) ; 2SEE*=28.1mm(15.7%) ; Mean.Res*= -3.7%).

Tableau 20 : Modèles anthropométriques EXT/EXT pour les sujets SmallF, MidM et TallM.

| Dimension expliquée [‡] | R ² (ou R ² _{adj}) | SEE (mm) | SEE (%) | Equation de la régression | SEE* (mm) | SEE* (%) | Mean.Res* (%) |
|----------------------------------|--|----------|---------|--------------------------------------|-----------|----------|---------------|
| X2 | 0.99 | 8.0 | 0.5 | 0.963*X1 -42.4 | 6.2 | 0.4 | 0.1 |
| X4 | 0.98 | 10.1 | 0.9 | 0.730*X3 + 27.3 | 11.0 | 1.1 | -0.2 |
| X6 | 0.95 | 15.8 | 1.7 | 0.845*X5 + 26.4 | 19.6 | 2.2 | -0.8 |
| X7 | 0.94 | 9.2 | 2.0 | 0.453*X5 -25.1 | 7.8 | 1.8 | -0.5 |
| X8 | 0.86 | 12.3 | 4.0 | 1.632*X54 + 184.4 | 9.4 | 3.4 | 0.1 |
| X9 | 0.86 | 9.6 | 2.8 | 0.315*X38 + 37.7 | 11.7 | 3.5 | -1.4 |
| X11 | 0.97 | 8.2 | 1.0 | 0.916*X10 -31.0 | 9.2 | 1.2 | 0.3 |
| X12 | 0.84 | 15.4 | 2.6 | 0.710*X10 -60.8 | 13.5 | 2.4 | 0.5 |
| X13 | 0.68 | 13.6 | 6.2 | 1.005*X10 + 0.554*X3 -0.850*X1 + 8.9 | 9.4 | 4.7 | 2.4 |
| X14 | 0.84 | 16.0 | 2.5 | 0.735*X10 -8.8 | 17.1 | 2.8 | -0.2 |
| X15 | 0.77 | 17.4 | 4.2 | 0.281*X1 -86.6 | 16.1 | 4.3 | 0.7 |
| X16 | 0.93 | 11.2 | 2.0 | 0.417*X3 -54.7 | 10.8 | 2.1 | -0.6 |
| X17 | 0.93 | 11.8 | 1.9 | 0.196*X38 + 0.405*X5 -9.0 | 10.5 | 1.8 | -0.6 |
| X18 | 0.82 | 10.1 | 3.5 | 0.274*X5 -12.3 | 15.1 | 7.1 | 1.6 |
| X19 | 0.88 | 9.9 | 2.7 | 0.275*X3 -34.9 | 8.7 | 2.5 | -0.1 |
| X20 | 0.86 | 15.9 | 4.8 | 0.348*X22 -9.4 | 13.0 | 4.6 | 0.2 |
| X21 | 0.80 | 11.9 | 5.8 | 0.729*X52 + 12.9 | 13.5 | 7.3 | 1.2 |
| X23 | 0.86 | 14.6 | 4.8 | 0.315*X22 -3.1 | 12.8 | 4.6 | 0.6 |
| X24 | 0.83 | 14.1 | 6.2 | 1.676*X54 + 96.5 | 13.8 | 7.0 | 0.4 |
| X25 | 0.92 | 32.2 | 3.5 | 0.998*X22 -89.3 | 29.7 | 3.8 | 1.9 |
| X26 | 0.71 | 5.2 | 2.6 | 0.313*X29 + 17.6 | 6.3 | 3.3 | 0.9 |
| X27 | 0.50 | 6.2 | 4.5 | -0.144*X3 + 0.178*X1 + 29.5 | 5.6 | 4.2 | -0.1 |
| X28 | 0.68 | 4.4 | 2.8 | 0.246*X29 + 13.8 | 5.8 | 3.9 | -0.6 |
| X30 | 0.81 | 14.6 | 2.2 | 1.167*X29 -2.5 | 19.4 | 3.0 | -0.3 |
| X31 | 0.85 | 16.1 | 4.4 | 1.206*X52 + 51.0 | 17.1 | 4.8 | 0.6 |
| X32 | 0.85 | 14.6 | 4.9 | 1.906*X54 + 158.6 | 12.1 | 4.4 | -0.2 |
| X33 | 0.87 | 47.6 | 5.5 | 6.604*X54 + 371.9 | 35.4 | 4.9 | 2.6 |
| X34 | 0.86 | 33.8 | 3.5 | 1.091*X38 -139.5 | 38.4 | 4.4 | 0.6 |
| X35 | 0.85 | 10.2 | 4.4 | 0.324*X38 -74.3 | 14.0 | 6.1 | 0.6 |
| X36 | 0.80 | 19.4 | 8.4 | 2.129*X54 + 68.1 | 15.4 | 7.7 | 0.5 |
| X37 | 0.95 | 18.4 | 1.7 | 1.037*X5 -47.3 | 31.1 | 2.9 | -0.3 |
| X39 | 0.90 | 18.3 | 3.0 | 1.103*X40 + 61.3 | 21.3 | 3.6 | 0.1 |
| X41 | 0.85 | 11.2 | 3.2 | 1.436*X54 + 247.1 | 11.3 | 3.3 | -1.3 |
| X42 | 0.78 | 15.7 | 4.2 | 1.622*X54 + 255.9 | 13.6 | 3.8 | -0.8 |
| X43 | 0.68 | 10.7 | 4.7 | 0.854*X54 + 165.3 | 11.7 | 5.2 | 0.2 |
| X44 | 0.75 | 4.6 | 4.7 | 0.232*X54 + 0.037*X1 + 16.0 | 4.1 | 4.5 | -0.1 |
| X45 | 0.86 | 7.8 | 3.0 | 0.175*X1 -43.1 | 7.9 | 3.3 | 1.7 |
| X46 | 0.59 | 5.5 | 7.2 | 0.067*X3 -21.5 | 3.8 | 5.3 | -0.8 |
| X47 | 0.91 | 13.1 | 4.2 | 2.278*X54 + 141.2 | 16.6 | 6.0 | 1.8 |
| X48 | 0.42 | 13.9 | 7.8 | 0.231*X10 -35.4 | 14.0 | 7.8 | -3.7 |
| X49 | - | - | - | - | - | - | - |
| X50 | 0.82 | 6.6 | 3.4 | 0.127*X1 -29.3 | 6.1 | 3.3 | 0.4 |
| X51 | 0.88 | 12.1 | 4.3 | 1.025*X52 + 4.4 | 14.6 | 5.7 | 0.6 |
| X53 | 0.85 | 6.7 | 3.9 | 0.500*X52 + 36.3 | 4.5 | 3.0 | 0.8 |

[‡]X_i se rapporte à la dimension externe N^o_i (voir Chapitre 3 Tableau 13).

3.1.2 Morphotypes séparés

Des modèles EXT/EXT ont également été développés pour chacun des morphotypes. Pour cela, les variables à expliquer étaient l'ensemble des dimensions externes, et les variables explicatives les 10 dimensions principales externes sélectionnées auparavant. Pour les morphotypes SmallF, MidM et TallM respectivement 41, 44 et 43 modèles EXT/EXT ont été retenus.

Pour l'ensemble des modèles retenus, la valeur moyenne de 2SEE(%) était respectivement pour les morphotypes SmallF, MidM et TallM : 6.1% (ou en valeur nominale : 19.9mm), 6.7% (24.0mm) et 5.6% (24.0mm). Elle était inférieure à 5% pour respectivement 16/41, 12/44, et 19/43 modèles – voir Tableau 21.

Tableau 21 : Modèles anthropométriques EXT-EXT pour chacun des morphotypes et pour lesquels $2*SEE(\%) < 5\%$ (les variables explicatives étant les dimensions principales externes).

| Dimension Expliquée [‡] | SmallF | | | | MidM | | | | TallM | | | |
|----------------------------------|--|--|----------|---------|---|--|----------|---------|--|--|----------|---------|
| | Equation de la régression | R ² (ou R ² _{adj}) | SEE (mm) | SEE (%) | Equation de la régression | R ² (ou R ² _{adj}) | SEE (mm) | SEE (%) | Equation de la régression | R ² (ou R ² _{adj}) | SEE (mm) | SEE (%) |
| X2 | 0.921*X1 + 23.5 | 0.95 | 6.9 | 0.5 | 0.985*X1 -81.7 | 0.98 | 8.7 | 0.5 | 0.929*X1 + 18.9 | 0.97 | 7.8 | 0.5 |
| X4 | 0.533*X3 + 281.5 | 0.78 | 7.6 | 0.8 | 0.699*X3 + 72.1 | 0.96 | 9.4 | 0.9 | 0.778*X3 -45.4 | 0.88 | 13.0 | 1.1 |
| X6 | 1.023*X5 -141.7 | 0.84 | 13.3 | 1.6 | 0.932*X5 -70.3 | 0.90 | 14.9 | 1.6 | 0.859*X5 + 9.1 | 0.73 | 19.7 | 2.0 |
| X7 | 0.408*X5 + 16.8 | 0.71 | 8.0 | 1.9 | 0.469*X5 -41.6 | 0.86 | 9.3 | 1.9 | -0.191*X22 -0.263*X10 + 0.414*X5 + 476.4 | 0.87 | 6.5 | 1.3 |
| X9 | 0.318*X38 + 0.162*X1 -221.4 | 0.65 | 6.1 | 1.9 | - | - | - | - | 0.345*X38 -0.176*X22 + 200.9 | 0.88 | 5.7 | 1.5 |
| X11 | 0.944*X10 -54.8 | 0.87 | 8.5 | 1.2 | 0.957*X10 -66.9 | 0.94 | 7.5 | 0.9 | 0.881*X10 -2.4 | 0.88 | 8.6 | 1.0 |
| X12 | 0.717*X10 -62.1 | 0.76 | 9.4 | 1.8 | - | - | - | - | 1.023*X10 + 0.967*X3 -0.920*X1 -123.7 | 0.91 | 7.1 | 1.2 |
| X14 | 0.629*X10 + 80.0 | 0.53 | 14.0 | 2.3 | - | - | - | - | 0.482*X10 -0.403*X5 + 0.484*X3 -40.2 | 0.84 | 7.9 | 1.1 |
| X15 | - | - | - | - | - | - | - | - | -1.069*X52 + 0.430*X40 + 0.573*X29 + 0.294*X10 -93.7 | 0.68 | 8.9 | 2.1 |
| X16 | 0.388*X5 + 109.2 | 0.71 | 7.5 | 1.6 | 0.514*X5 -9.2 | 0.81 | 12.3 | 2.2 | 0.281*X3 + 154.7 | 0.65 | 9.3 | 1.6 |
| X17 | -0.814*X10 + 0.676*X1 + 160.4 | 0.64 | 9.9 | 1.8 | 0.436*X5 + 147.7 | 0.78 | 11.3 | 1.8 | 3.008*X54 + 364.0 | 0.67 | 16.6 | 2.5 |
| X18 | -0.412*X10 + 0.466*X1 -145.5 | 0.76 | 5.4 | 2.1 | - | - | - | - | - | - | - | - |
| X19 | - | - | - | - | - | - | - | - | -0.430*X52 -0.733*X29 + 0.383*X5 + 518.4 | 0.67 | 8.5 | 2.2 |
| X25 | - | - | - | - | - | - | - | - | -0.627*X40 + 1.049*X22 -1.095*X10 + 0.837*X3 -33.0 | 0.79 | 20.3 | 2.0 |
| X26 | - | - | - | - | - | - | - | - | 0.444*X29 -60.7 | 0.69 | 3.7 | 1.8 |
| X28 | - | - | - | - | - | - | - | - | 0.324*X29 -32.6 | 0.60 | 3.2 | 2.0 |
| X30 | -0.465*X3 + 0.628*X1 + 229.4 | 0.55 | 8.9 | 1.4 | 0.757*X29 + 0.113*X22 -0.290*X3 + 0.269*X1 + 67.7 | 0.69 | 8.9 | 1.3 | 1.429*X29 -0.612*X3 + 0.617*X1 -367.3 | 0.73 | 13.1 | 1.9 |
| X34 | 1.038*X38 + 0.479*X5 -556.1 | 0.65 | 18.8 | 2.3 | - | - | - | - | - | - | - | - |
| X35 | 4.105*X54 -0.811*X52 + 0.133*X38 + 0.172*X5 -0.281*X1 + 348.0 | 0.83 | 3.2 | 1.5 | - | - | - | - | 0.276*X38 -19.3 | 0.79 | 6.9 | 2.5 |
| X37 | 1.023*X5 -35.7 | 0.83 | 13.8 | 1.4 | 1.013*X5 -21.5 | 0.86 | 19.9 | 1.8 | -0.983*X10 + 0.822*X1 + 558.4 | 0.82 | 14.1 | 1.2 |
| X39 | - | - | - | - | 0.814*X40 + 193.8 | 0.74 | 13.7 | 2.4 | - | - | - | - |
| X41 | AUCUN | - | - | - | 0.869*X54 + 0.213*X38 + 81.6 | 0.60 | 8.4 | 2.4 | - | - | - | - |
| X44 | - | - | - | - | - | - | - | - | -0.243*X52 + 0.154*X40 + 0.251*X29 + 0.044*X22 + 0.070*X3 -209.1 | 0.90 | 1.9 | 1.8 |
| X49 | 12.744*X54 -2.852*X52 -0.304*X38 + 0.321*X22 -6.493*X3 + 883.4 | 0.49 | 8.1 | 2.0 | 0.220*X40 -0.370*X38 + 0.146*X5 + 144.9 | 0.27 | 12.3 | 2.5 | - | - | - | - |

[‡]Xi se rapporte à la dimension externe N°i (voir Chapitre 3 Tableau 13).

3.2 Modèles anthropométriques EXT/INT

Les modèles EXT/INT ont été développés pour les trois morphotypes SmallF, MidM et TallM réunis¹³, et ensuite en les séparant. Les modèles obtenus dans ces deux cas sont présentés ci-dessous.

Comme mentionné dans la partie *Matériels et Méthodes*, deux jeux de modèles EXT/INT ont été développés pour estimer les dimensions internes à partir de l'ensemble des paramètres externes (1^{ère} méthode d'estimation), ou à partir des seules dimensions principales externes (2^{nde} méthode). Pour chacun des groupes anatomiques, on comparera les deux méthodes d'estimation correspondantes.

3.2.1 Bassin

En regroupant les trois morphotypes, la méthode d'estimation basée sur les dimensions principales externes (2^{nde} méthode) appliquée aux 21 sujets supplémentaires fournit globalement une meilleure estimation des dimensions pelviennes¹⁴ (2SEE*(%) moyen : 9.8% ; résidu max : 14.3%) que la méthode basée sur l'ensemble des mesures externes (1^{ère} méthode) (2SEE*(%) moyen : 11.8% ; résidu max : 28.2%).

Les modèles correspondant à la seconde méthode sont présentés dans le Tableau 22. Grâce à ces modèles, ne faisant intervenir que 5 dimensions principales externes (X1,X3,X5,X22 et X52), neuf dimensions pelviennes ont pu être estimées ($6.4\% \leq 2SEE(\%) \leq 13.7\%$). Trois dimensions (PELV_06, PELV_07 et PELV_10) ont pu être prédites avec 2SEE(%) inférieur à 10%.

Pour les sujets supplémentaires, la valeur des résidus était comprise entre -4.4% et +1.3%, et 2SEE*(%) entre 7.5% et 11.9%.

Tableau 22 : Modèles anthropométriques EXT/INT pelviens.

| Dimension expliquée [†] | Equation de la régression [‡] | R ² (ou R ² _{adj}) | SEE (mm) | SEE (%) | SEE* (mm) | SEE* (%) | Mean.Res* (%) |
|----------------------------------|--|---|-------------|------------|--------------|-------------|------------------|
| PELV_01 | NONE | - | - | - | - | - | - |
| PELV_02 | NONE | - | - | - | - | - | - |
| PELV_03 | NONE | - | - | - | - | - | - |
| PELV_04 | 0.074*X52 - 0.068*X5 + 0.057*X1 + 12.9 | 0.45 | 3.8 | 6.2 | 2.6 | 4.6 | -0.2 |
| PELV_05 | 0.120*X52 + 29.0 | 0.43 | 4.4 | 6.9 | 2.9 | 5.2 | -0.3 |
| PELV_06 | 0.153*X3 - 3.5 | 0.83 | 6.8 | 3.2 | 7.7 | 3.8 | 0.01 |
| PELV_07 | 0.162*X3 - 12.8 | 0.79 | 8.3 | 3.8 | 8.1 | 3.9 | -0.9 |
| PELV_08 | 0.085*X3 + 32.1 | 0.46 | 9.1 | 6.3 | 8.8 | 5.9 | -0.9 |
| PELV_09 | 0.105*X5 + 37.5 | 0.55 | 7.5 | 5.2 | 9.3 | 6.0 | -4.4 |
| PELV_10 | 0.120*X3 + 93.7 | 0.50 | 11.9 | 4.5 | 14.9 | 5.4 | -3.7 |
| PELV_11 | 0.014*X1 - 0.1 | 0.61 | 1.3 | 5.1 | 1.2 | 4.9 | 1.3 |
| PELV_12 | 0.008*X22 + 0.019*X10 + 0.7 | 0.53 | 1.6 | 6.3 | 1.2 | 4.6 | -1.4 |

[†]PELV_01 à 12 se rapportent aux dimensions pelviennes (voir Chapitre 3 Figure 16).

[‡]X_i se rapporte à la dimension externe N^oi (voir Chapitre 3 Tableau 13).

¹³ L'ensemble des relations EXT/INT correspondant à la première méthode pour les trois morphotypes regroupés est présenté dans l'Annexe 3.

¹⁴ Douze dimensions pelviennes : PELV_01 à PELV_12 – voir Chapitre 3 Figure 16.

Tableau 23 : Modèles anthropométriques EXT/INT pelviens pour chacun des morphotypes.

| Dimension Expliquée [†] | SmallF | | | | MidM | | | | TallM | | | |
|----------------------------------|---|--|-------------|------------|---|--|-------------|------------|--|--|-------------|------------|
| | Equation de la régression [‡] | R ² (ou R ² _{adj}) | SEE (mm) | SEE (%) | Equation de la régression [‡] | R ² (ou R ² _{adj}) | SEE (mm) | SEE (%) | Equation de la régression [‡] | R ² (ou R ² _{adj}) | SEE (mm) | SEE (%) |
| PELV_01 | -0.268*X40 -0.235*X5 + 0.217*X1 + 101.2 | 0.58 | 5.6 | 5.3 | AUCUN | - | - | - | NONE | - | - | - |
| PELV_02 | 0.192*X3 -116.4 | 0.37 | 6.9 | 5.2 | -1.632*X54 + 0.510*X52 + 0.131*X3 -72.1 | 0.23 | 10.0 | 7.4 | 0.063*X38 -0.198*X10 + 0.087*X3 + 126.6 | 0.45 | 5.9 | 4.2 |
| PELV_03 | -0.536*X40 + 359.5 | 0.42 | 11.7 | 8.6 | 0.130*X10 + 14.0 | 0.23 | 7.3 | 5.5 | -0.303*X52 + 0.253*X40 + 0.096*X22 + 0.367*X3 - 0.266*X1 -77.5 | 0.54 | 5.2 | 3.7 |
| PELV_04 | AUCUN | - | - | - | AUCUN | - | - | - | 0.275*X52 -0.087*X40 + 24.4 | 0.32 | 3.4 | 5.5 |
| PELV_05 | 0.211*X52 -0.093*X40 + 0.080*X29 -0.060*X1 + 99.2 | 0.54 | 2.1 | 3.8 | AUCUN | - | - | - | 0.396*X52 -0.127*X40 + 10.7 | 0.34 | 4.8 | 7.4 |
| PELV_06 | AUCUN | - | - | - | 0.133*X3 + 26.5 | 0.64 | 6.5 | 2.9 | -0.610*X54 + 0.229*X52 + 0.468*X5 -0.258*X1 + 160.1 | 0.72 | 3.7 | 1.6 |
| PELV_07 | 0.400*X52 -0.168*X40 + 0.226*X29 + 52.7 | 0.41 | 5.3 | 2.7 | 0.142*X3 + 17.8 | 0.62 | 7.1 | 3.1 | 0.320*X52 -0.108*X22 + 0.402*X5 -0.371*X1 + 475.6 | 0.59 | 5.5 | 2.4 |
| PELV_08 | 0.682*X52 + 0.278*X10 -241.2 | 0.35 | 9.5 | 6.6 | 0.089*X3 + 24.7 | 0.25 | 9.8 | 6.3 | 0.164*X52 + 0.187*X29 + 0.080*X10 -0.302*X5 + 0.306*X3 -196.2 | 0.80 | 2.9 | 1.8 |
| PELV_09 | 1.154*X52 -0.186*X22 + 0.177*X5 - 139.2 | 0.60 | 6.5 | 4.7 | 0.078*X5 + 67.0 | 0.21 | 7.5 | 4.9 | -1.552*X54 + 0.260*X40 -0.264*X29 + 0.513*X5 - 0.172*X1 + 62.8 | 0.71 | 3.9 | 2.5 |
| PELV_10 | 2.191*X54 + 140.9 | 0.28 | 8.7 | 3.5 | 0.180*X1 -53.3 | 0.45 | 12.4 | 4.6 | 3.510*X54 -0.907*X52 -0.159*X38 -0.762*X5 + 0.459*X3 + 547.2 | 0.58 | 8.5 | 3.1 |
| PELV_11 | 0.024*X38 + 0.015*X1 -22.5 | 0.27 | 1.0 | 4.4 | 0.011*X1 + 5.4 | 0.25 | 1.2 | 4.8 | -0.151*X54 + 0.051*X52 + 26.1 | 0.41 | 1.0 | 3.7 |
| PELV_12 | 0.051*X29 + 0.017*X22 -18.8 | 0.41 | 1.1 | 4.7 | 0.020*X38 + 7.2 | 0.12 | 1.6 | 6.2 | -0.141*X54 + 0.056*X52 -0.019*X10 + 41.4 | 0.61 | 0.7 | 2.7 |

[†]PELV_01 à 12 se rapportent aux dimensions pelviennes (voir Chapitre 3 Figure 16).

[‡]X_i se rapporte à la dimension externe N^o_i (voir Chapitre 3 Tableau 13).

Des modèles EXT/INT pelviens ont également été développés pour chacun des morphotypes. Seuls les modèles basés sur les dimensions principales externes (2^{nde} méthode) ont été étudiés (Tableau 23). Ces modèles font intervenir les 10 dimensions principales externes.

Grâce à ces modèles, pour les morphotypes SmallF, MidM et TallM respectivement 10, 9 et 11 dimensions pelviennes ont pu être estimées ($3.2\% \leq 2SEE(\%) \leq 17.2\%$). Et respectivement 6, 5 et 9 dimensions ont pu être prédites avec $2SEE(\%)$ inférieur à 10%.

3.2.2 Cage thoracique

En regroupant les trois morphotypes, la 2^{nde} méthode appliquée aux 21 sujets supplémentaires fournit une estimation des dimensions costales¹⁵ de qualité équivalente ($2SEE*(\%)$ moyen : 18.5% ; résidu max : 51.7%) à celle de la 1^{ère} méthode ($2SEE*(\%)$ moyen : 18.2% ; résidu max : 56.7%).

Les modèles de la 2^{nde} méthode font intervenir toutes les dimensions principales externes excepté X40. Ils permettent de prédire les deux dimensions costales pour tous les niveaux, soit 40 dimensions. Parmi les dimensions principales, ce sont principalement X1, X5 et X22 qui permettent de prédire la largeur maximale costale (voir Tableau 24 pour les côtes droites), tandis que la longueur de la corde est principalement prédite par X1, X5 et X38.

Pour la largeur maximale et la longueur de la corde, la valeur moyenne du $2SEE(\%)$ était respectivement : 15.4% (ou en valeur nominale : 10.9mm) (min: 11.6% ; max: 29.6%), et 12.5%(21.9mm) (min: 10.5% ; max: 14.4%).

Pour les sujets supplémentaires, la valeur moyenne des résidus était respectivement pour la largeur maximale et la longueur de la corde : +2.3%(1.5mm) et -1.3%(-2.4mm). Et, la valeur moyenne du $2SEE*(\%)$ était respectivement 18.5%(12.5mm) (min: 11.4% ; max: 30.7%), et 12.0%(20.1mm) (min: 8.3% ; max: 16.9%).

Tableau 24 : Modèles anthropométriques EXT/INT pour l'estimation des largeurs maximales costales (côté droit).

| Niveau | Equation de la régression [‡] | R ² (ou R ² _{adj}) | SEE (mm) | SEE (%) | SEE* (mm) | SEE* (%) | Mean.Res* (%) |
|--------|--|---|-------------|------------|--------------|-------------|------------------|
| T1 | 0.038*X5 -13.3 | 0.35 | 4.0 | 14.8 | 3.1 | 11.2 | -3.7 |
| T2 | 0.074*X5 -10.1 | 0.59 | 4.9 | 7.2 | 4.5 | 6.7 | 0.6 |
| T3 | 0.080*X5 -1.2 | 0.59 | 5.2 | 6.1 | 4.3 | 5.7 | 3.5 |
| T4 | 0.092*X5 -7.0 | 0.60 | 5.9 | 6.5 | 5.8 | 7.6 | 6.3 |
| T5 | 0.092*X5 -3.0 | 0.62 | 5.6 | 5.8 | 5.0 | 6.7 | 6.2 |
| T6 | 0.064*X22 + 34.5 | 0.53 | 6.8 | 7.0 | 8.9 | 11.2 | 6.2 |
| T7 | 0.067*X22 + 29.5 | 0.62 | 5.9 | 6.2 | 7.7 | 9.4 | 7.1 |
| T8 | 0.068*X22 + 24.0 | 0.68 | 5.3 | 6.0 | 7.6 | 9.3 | 7.0 |
| T9 | 0.056*X22 + 26.6 | 0.56 | 5.6 | 7.5 | 7.6 | 10.4 | 4.5 |
| T10 | -0.06*X38 + 0.05*X22 + 0.082*X10 + 1.2 | 0.56 | 5.2 | 8.2 | 7.7 | 15.4 | 4.6 |

[‡]X_i se rapporte à la dimension externe N^o_i (voir Chapitre 3 Tableau 13).

¹⁵ Dimensions costales : largeur maximale et longueur de la corde – voir Chapitre 3 p.53.

Des modèles EXT/INT costaux ont également été développés pour chacun des morphotypes. Seuls les modèles basés sur les dimensions principales externes (2nde méthode) ont été étudiés. Ces modèles font intervenir les 10 dimensions principales externes.

Grâce à ces modèles, pour les morphotypes SmallF, MidM et TallM respectivement 29/40, 22/40 et 19/40 dimensions costales ont pu être estimées ($3.9\% \leq 2\text{SEE}(\%) \leq 23\%$). Et respectivement 21, 8 et 10 dimensions ont pu être prédites avec $2\text{SEE}(\%)$ inférieur à 10%.

3.2.3 Vertèbres

En regroupant les trois morphotypes, la 2nde méthode appliquée aux 21 sujets supplémentaires fournit une estimation légèrement meilleure des dimensions vertébrales¹⁶ ($2\text{SEE}(\%)$ moyen : 16.6% ; résidu max : 61.8%) que la 1^{ère} méthode ($2\text{SEE}(\%)$ moyen : 17.2% ; résidu max : 63.6%).

Les modèles de la 2nde méthode font intervenir toutes les dimensions principales externes excepté X29. Ils permettent de prédire les cinq dimensions pour toutes les vertèbres (C3 à L5), soit 106 dimensions, hormis : EPW1 pour T1, EPDu pour T3, et EPDl pour T2 et T3. Parmi les dimensions principales, les dimensions vertébrales sont prédites principalement par : X1 et X10 (voir par exemple EPDl et VBHm pour L1-L5 : Tableau 25 et Tableau 26).

Pour les dimensions EPW(-u et -l), EPD(-u et -l) et VBHm la valeur moyenne du $2\text{SEE}(\%)$ était respectivement : 11.8%(3.9mm) (min: 6.9% ; max: 18.4%), 17.5%(4.5mm) (min: 9.9% ; max: 26.7%), et 11.3%(2.3mm) (min: 7.5% ; max: 17.7%). Pour les vertèbres cervicales, thoraciques et lombaires, $2\text{SEE}(\%)$ était inférieur à 10% pour respectivement 6/25, 13/60, et 4/25 dimensions (au total 23/110).

Pour les sujets supplémentaires, la valeur moyenne des résidus était respectivement pour les dimensions EPW, EPD et VBHm : +2.2%(0.4mm), +6.7%(1.2mm), et +3.1%(0.5mm). Et la valeur moyenne du $2\text{SEE}(\%)$ était respectivement : 17.0%(5.1mm) (min: 8.8% ; max: 32.5%), 18.3%(4.1mm) (min: 8.4% ; max: 37.9%), et 12.8%(2.3mm) (min: 7.8% ; max: 25.9%).

Tableau 25 : Modèles anthropométriques EXT/INT pour l'estimation de la profondeur du plateau inférieur (EPDl) des vertèbres lombaires.

| Niveau | Equation de la régression [‡] | R ² | SEE (mm) | SEE (%) | SEE* (mm) | SEE* (%) | Mean.Res (%) |
|--------|--|----------------|----------|---------|-----------|----------|--------------|
| L1 | 0.058*X10 -19.9 | 0.56 | 2.6 | 7.7 | 2.3 | 7.4 | 6,7 |
| L2 | 0.058*X10 -19.1 | 0.60 | 2.4 | 6.9 | 2.7 | 7.9 | 3,1 |
| L3 | 0.057*X10 -18.8 | 0.61 | 2.3 | 6.7 | 3.0 | 9.2 | 1,6 |
| L4 | 0.025*X1 -11.3 | 0.62 | 2.2 | 6.5 | 2.2 | 7.2 | 0,7 |
| L5 | 0.026*X1 -13.6 | 0.64 | 2.2 | 6.4 | 2.5 | 8.9 | 6,5 |

[‡]Xi se rapporte à la dimension externe N^oi (voir Chapitre 3 Tableau 13).

¹⁶ Cinq dimensions vertébrales : EPWu, EPWl, EPDu, EPDl, et VBHm – voir Chapitre 3 Figure 17.

Tableau 26 : Modèles anthropométriques EXT/INT pour l'estimation de la hauteur médiane du corps (VBHm) des vertèbres lombaires.

| Niveau | Equation de la régression [‡] | R ² (ou R ² _{adj}) | SEE (mm) | SEE (%) | SEE* (mm) | SEE* (%) | Mean.Res (%) |
|--------|---|---|-------------|------------|--------------|-------------|-----------------|
| L1 | 0.011*X1 + 7.7 | 0.59 | 1.0 | 3.8 | 1.0 | 4.1 | 0,5 |
| L2 | 0.012*X1 + 7.1 | 0.57 | 1.1 | 4.1 | 1.1 | 4.0 | -0,4 |
| L3 | 0.013*X1 + 5.5 | 0.62 | 1.1 | 4.0 | 1.0 | 3.9 | 1,4 |
| L4 | 0.013*X1 + 6.3 | 0.58 | 1.2 | 4.2 | 1.4 | 5.1 | 1,0 |
| L5 | 0.184*X54 -0.015*X40 -0.014*X38 -0.008*X22 + 0.013*X10 + 31.3 | 0.53 | 1.5 | 5.3 | 1.6 | 7.2 | 5,4 |

[‡]X_i se rapporte à la dimension externe N^o_i (voir Chapitre 4 Tableau 13).

Des modèles EXT/INT ont également été développés pour chacun des morphotypes. Seuls les modèles basés sur les dimensions principales externes (2nde méthode) ont été étudiés. Ces modèles font intervenir les 10 dimensions principales externes.

Grâce à ces modèles, pour les morphotypes SmallF, MidM et TallM respectivement 79/110, 92/110 et 75/110 dimensions vertébrales ont pu être estimées ($2.4\% \leq 2\text{SEE}(\%) \leq 29.9\%$). Et respectivement 52, 33 et 52 dimensions ont pu être prédites avec $2\text{SEE}(\%)$ inférieur à 10%.

3.3 Résultats globaux

La 2nde méthode d'estimation des dimensions corporelles externes et internes (à partir des 10 dimensions principales externes) étant globalement équivalente voire meilleure que la 1^{ère} méthode (nécessitant la connaissance des 54 dimensions externes), c'est cette méthode d'estimation qui est retenue. Les résultats de l'estimation des dimensions corporelles à partir de cette méthode sont résumés ci-dessous.

3.3.1 Morphotypes regroupés

Cent-quatre-vingt-dix-huit modèles anthropométriques (43 EXT/EXT et 155 EXT/INT) ont permis d'estimer 43 dimensions externes et 155 internes à partir de seulement 10 mesures corporelles externes (dimensions principales externes). Parmi les 198 modèles estimés 62 avaient un $2\text{SEE}(\%)$ inférieur à 10% (36 EXT/EXT et 26 EXT/INT). La différence moyenne entre la mesure et la prédiction (résidu) sur les 21 sujets supplémentaires était $2.9\%(2\text{SEE}*(\%): 15.9\%)$ pour les dimensions internes, $0.2\%(2\text{SEE}*(\%): 8.0\%)$ pour les dimensions externes, et $2.3\%(2\text{SEE}*(\%): 14.2\%)$ au global.

3.3.2 Morphotypes séparés

Le nombre de modèles anthropométriques retenus pour les morphotypes SmallF, MidM, et TallM est de respectivement : 160 (41 EXT/EXT et 119 EXT/INT), 167 (44 EXT/EXT et 123 EXT/INT), et 148 (43 EXT/EXT et 105 EXT/INT). La valeur du $2\text{SEE}(\%)$ était inférieure à 10% pour respectivement : 114 (36 EXT/EXT et 78 EXT/INT), 84 (38 EXT/EXT et 46 EXT/INT), et 110 (40 EXT/EXT et 70 EXT/INT) modèles.

4. Discussion

Cette étude basée sur une base de données anthropométriques (externes) et morphométriques (internes) du corps humain a permis de définir et évaluer un grand nombre de modèles statistiques anthropométriques permettant d'estimer, à partir de mesures corporelles externes, aussi bien des dimensions externes qu'internes.

Pour tous les modèles anthropométriques (régressions linéaires simples ou multiples) retenus à partir de la procédure statistique, la statistique F (de Fischer) était supérieure à sa valeur critique au seuil de 5%. Cela signifie que chacun de ces modèles était significativement meilleur que le modèle constant égal à la valeur moyenne des valeurs mesurées. Ce critère ne suffit toutefois pas pour valider un modèle. Ainsi, comme c'est habituellement le cas pour les études sur les modèles anthropométriques (Han et Lean, 1996; Jason et Taylor, 1995; Terazawa *et coll.*, 1990), la qualité des modèles était évaluée grâce à l'erreur standard de l'estimation (SEE). De plus, étant donné que l'ensemble des études précédentes spécifiait la valeur du coefficient de détermination R^2 , celui-ci est également fourni pour chacun des modèles anthropométriques.

Dans le cas où les trois morphotypes étaient regroupés, la taille de l'échantillon étant supérieure à 30 ($n=64$) et en faisant l'hypothèse d'une distribution gaussienne des résidus, l'intervalle $\pm 2\text{SEE}$ est une bonne estimation de l'intervalle contenant 95% des erreurs. Exprimé en pourcentage de la valeur de la dimension estimée, un $2\text{SEE}(\%)$ inférieur à 10% se rapporte à un modèle de très bonne qualité. La plupart des modèles EXT/EXT satisfaisaient à ce critère, contre un sur six pour les modèles EXT/INT. Dans le cas où les morphotypes étaient séparés, le nombre de modèles ayant un $2\text{SEE}(\%)$ inférieur à 10% était plus grand, mais le coefficient R^2 était généralement plus petit. Cela peut s'expliquer par la façon dont les sujets ont été recrutés (voir Figure 27). En fait, en limitant la variation des caractéristiques anthropométriques pour chacun des morphotypes on limite la variation de la dimension estimée, et on limite du même coup la valeur du coefficient R^2 à laquelle il est lié¹⁷.

La plupart des travaux précédents ayant étudié des modèles anthropométriques pour estimer la taille, de tels modèles ont été développés à partir de la base de données utilisée dans cette étude et ont été comparés avec ceux trouvés dans la littérature.

Des modèles EXT/INT pour l'estimation de la taille à partir de la hauteur médiane du corps vertébral (VBHm) ont été développés pour être comparés avec ceux déterminés par **Tibbetts** (Tibbetts, 1981) sur des sujets noirs Américains. Pour les vertèbres C3 à L5, les modèles EXT/INT obtenus avaient un coefficient de détermination R^2 compris entre 0.28 et 0.64, un coefficient de corrélation R compris entre 0.52 et 0.80, et SEE compris entre 68.0 et 96.2mm. **Tibbetts** (Tibbetts, 1981) a développé des modèles linéaires pour l'estimation de la taille à partir de la hauteur de groupes de vertèbres ou de vertèbres isolées (C2 à L5). Il rapporte des coefficients de corrélation de 0.18 à 0.64 et SEE entre 53.1 et 68.3mm. Les modèles obtenus pour cette comparaison étaient ainsi moins précis que ceux de **Tibbetts**, tandis que les corrélations entre la taille et les dimensions VBHm étaient plus fortes. Cela peut être dû au fait que ces modèles ont été déterminés pour les deux sexes confondus, tandis que **Tibbetts** a

¹⁷ Il est couramment admis que le coefficient de détermination R^2 représente le pourcentage de variation de la variable estimée expliquée par la régression.

dissocié les données pour les deux sexes. Cela peut aussi être dû à la différence d'origine des sujets considérés.

Le modèle EXT/EXT permettant d'estimer la taille à partir de la hauteur de genou (position assise) a été comparé avec ceux déterminés par **Rebiffe et coll.** (Rebiffe *et coll.*, 1982) et **Han et Lean** (Han et Lean, 1996). La qualité (SEE et R²) des modèles était semblable pour les trois études (voir Tableau 27). Pour cette estimation, la droite de régression du modèle EXT/EXT obtenu dans la présente étude (pour les sujets SmallF, MidM et TallM confondus) se situe dans le couloir formé par les droites de régression fournies par **Rebiffe et coll.** et **Han et Lean**, en étant toutefois plus proche des droites fournies pour les sujets masculins. Cette comparaison montre néanmoins que ce modèle EXT/EXT est cohérent avec la littérature.

Tableau 27 : Modèles anthropométriques EXT/EXT pour l'estimation de la taille à partir de la hauteur du genou (position assise) : comparaison avec d'autres études sur des sujets Européens.

| Référence | Sexe | n | origine | Prédicteur | Equation de la régression | R ² (ou R) | SEE (mm) |
|--------------------------------|------|------|---------|--------------------------|---------------------------|------------------------|-------------------|
| Rebiffe <i>et coll.</i> , 1982 | M | 1665 | France | Hauteur Genou-Sol | $y = 2.354*x + 463.7$ | R = 0.887 | 31.9 [‡] |
| Rebiffe <i>et coll.</i> , 1982 | F | 1587 | France | Hauteur Genou-Sol | $y = 2.234*x + 498.3$ | R = 0.879 | 29.1 [‡] |
| Han et Lean, 1996 | M | 78 | G.-B. | Hauteur Genou-Sol | $y = 2.31*x + 511$ | R ² = 0.79 | 32 |
| Han et Lean, 1996 | F | 82 | G.-B. | Hauteur Genou-Sol | $y = 1.84*x + 702$ | R ² = 0.73 | 34 |
| Present data | M&F | 64 | France | Hauteur Genou-Sol (=X16) | $y = 2.495*x + 398.3$ | R ² = 0.898 | 36.0 |

M = homme ; F = femme ; R² = coefficient de détermination ; R = coefficient de corrélation.

[‡]SEE déterminée non pas avec les résidus mais évaluée à l'aide de la formule : $SD(y)*\sqrt{1-R^2}$

Les modèles anthropométriques développés dans la présente étude, et utilisés dans la 1^{ère} méthode et dans la 2^{nde} méthode pour estimer des dimensions corporelles externes et internes, ont également été évalués sur 21 sujets supplémentaires, ce qui a permis de comparer les deux méthodes. On rappelle que la 1^{ère} méthode de prédiction nécessitait de mesurer 54 dimensions externes permettant de prédire 155 dimensions internes, tandis que la 2^{nde} méthode ne nécessitait de mesurer que 10 dimensions externes (principales) permettant de prédire 43 dimensions externes et 155 dimensions internes.

D'après cette évaluation, les modèles EXT/EXT utilisés dans la 2^{nde} méthode avaient une très bonne qualité (résidu moyen en valeur relative : 0.2% ; 2SEE* : 8.0%). De plus, la précision des modèles EXT/INT utilisés dans la 2^{nde} méthode (résidu moyen : 2.9% ; 2SEE* : 15.9%) était comparable voire meilleure que celle des modèles EXT/INT utilisés dans la 1^{ère} méthode (résidu moyen : 2.8% ; 2SEE* : 16.3%).

Pour certains modèles l'évaluation sur les 21 sujets supplémentaires a mis en évidence une qualité moindre pour les modèles de la 1^{ère} méthode par rapport à la 2^{nde} méthode. Cela peut être dû au "hasard" des données sur lesquelles se basent les modèles. En effet, parmi les 54 dimensions externes, une variable (ou dimension) peut être désignée par la procédure de sélection de modèles comme le meilleur prédicteur d'une certaine dimension, alors qu'en fait anatomiquement parlant il n'existe aucune relation entre les deux. Dans ce cas, l'évaluation à l'aide du SEE* permet de mettre en évidence le mauvais modèle. Dans le cas de la 2^{nde} méthode, ce "hasard" peut être moins probable du fait que les prédicteurs sont désignés parmi des dimensions principales externes ayant déjà fait l'objet d'une sélection.

Enfin, cette étude a surtout permis de développer des modèles applicables aussi bien pour un homme que pour une femme (trois morphotypes confondus). Et, leur évaluation sur 21 sujets supplémentaires n'appartenant à aucun des morphotypes SmallF, MidM et TallM, a permis de constater que l'application de ces modèles s'étend à tout le couloir sur le graphe Poids=f(Taille) reliant les trois morphotypes (BMI : 18 à 32 kg/m²). De plus, cette étude fournit également des modèles anthropométriques EXT/EXT et EXT/INT propres à chacun des morphotypes SmallF, MidM, et TallM.

5. Conclusion

Ce travail a permis de développer des méthodes utilisant seulement des mesures corporelles externes afin d'obtenir des données géométriques externes et internes personnalisées, ce qui est d'un intérêt majeur pour l'amélioration de modèles numériques du corps humain, et notamment en élargir leur champ d'application à un plus grand nombre d'individus.

De nombreux modèles anthropométriques EXT/EXT et EXT/INT (c'est-à-dire des relations statistiques respectivement entre des dimensions externes, et entre des dimensions externes et internes) ont été présentés ainsi que leur erreur standard (SEE) et leur coefficient de détermination (R^2 ou R^2_{adj}). De plus, ces modèles ont été testés sur des sujets différents de la population à partir de laquelle ils ont été développés.

Grâce à ces modèles, une méthode en particulier a été retenue afin d'estimer les géométries externes et internes d'un individu. Elle est basée sur 43 modèles EXT/EXT et 155 modèles EXT/INT, et sur la mesure de 10 mesures corporelles, ce qui permet d'obtenir une estimation de 43 dimensions externes (corps entiers) et 155 dimensions internes (os du tronc). L'erreur moyenne globale de cette méthode était, en valeur relative, de 2.3% ($2SEE^*$: 14.2%). Cette méthode est applicable pour des personnes d'origine Européenne des deux sexes (BMI : 18 à 32 kg/m²). Cette étude fournit également des modèles propres à trois morphotypes : femme de petite taille (SmallF), homme de taille moyenne (MidM), et homme de grande taille (TallM).

Chapitre 5 Présentation et évaluation de la méthode de reconstruction 3D de la cage thoracique

La méthode de reconstruction tridimensionnelle de la cage thoracique a été développée au sein du LBM (Laporte *et coll.*, 2004a; Laporte *et coll.*, 2004b). Dans le cadre de cette thèse, ma contribution a consisté à évaluer cette méthode afin d'en valider l'utilisation en morphométrie *in vivo*. Ce travail a conduit à un article en préparation pour la revue « Clinical Biomechanics » (voir la version originale en Annexe 6).

1. Introduction

La scoliose idiopathique conduit à des déformations tridimensionnelles (3D) impliquant non seulement le rachis, mais aussi la cage thoracique (Wever *et coll.*, 1999). Mesurer *in vivo* la morphométrie de la cage thoracique permet de fournir une plus grande connaissance des effets de la scoliose et des traitements correctifs sur la forme 3D de la cage thoracique. De telles mesures peuvent être faites à partir d'une reconstruction 3D personnalisée. La tomodensitométrie (CT-scan) est une modalité permettant d'obtenir des reconstructions 3D de la cage thoracique scoliotique précises (Erkula *et coll.*, 2003). Cependant, étant donné la haute dose d'irradiation induite par cette technique, elle est difficilement applicable au suivi de patients scoliotiques. Les techniques de reconstruction 3D multi-planaires qui permettent également d'obtenir des reconstructions 3D de la cage thoracique peuvent être utilisées comme alternatives au CT-scan. Ces techniques ont l'avantage d'être bien moins irradiantes pour le patient, et peuvent être utilisées pour le suivi de patients (Delorme *et coll.*, 2001).

Peu de méthodes de reconstruction 3D *in vivo* de la cage thoracique sont proposées dans la littérature. **Dansereau et Stokes** (Dansereau et Stokes, 1988) ont développé une méthode basée sur trois vues radiographiques spécifiques : une vue latérale (LAT), une vue postero-antérieure standard (PA0), et une vue postero-antérieure avec une incidence de 20° (PA20). Cette méthode prévoit d'identifier à deux reprises (sur chaque vue PA0 et PA20) et manuellement 11 points de la ligne médiane des 24 côtes du niveau T1 à T12, plus 5 marqueurs cutanés radio-opaques. Étant donné que l'étape d'identification est réalisée manuellement, cette méthode doit être assez longue et opérateur-dépendante. De plus, elle induit un troisième cliché radiographique selon une incidence peu commune (PA20). Plus tard, **Benameur et coll.** (Benameur, 2004; Benameur *et coll.*, 2004) ont développé une méthode automatisée de reconstruction 3D des lignes médianes costales de cages thoraciques scoliotiques à partir de clichés radiographiques pris selon les incidences standards PA0 et LAT. Cette méthode se base sur un modèle 3D statistiquement déformable et sur des contours extraits de la vue PA0. Cette dernière méthode est très intéressante car l'intervention manuelle requise de l'opérateur est très réduite. Néanmoins, la personnalisation de la cage thoracique est limitée du fait que sur la vue latérale seules les limites de la cage prise globalement sont extraites, cette méthode n'exploite pas la projection latérale des côtes prises individuellement.

Une nouvelle méthode de reconstruction 3D, faisant un compromis entre les deux méthodes précédentes, a été développée. Elle est basée sur deux vues radiographiques standards, le procédé d'identification est semi-automatique, et les contours des côtes sur la vue LAT sont pris en compte.

Cet article a pour but de présenter cette nouvelle méthode stéréoradiographique et l'évaluer grâce à une analyse de la répétabilité intra-opérateur et de la reproductibilité inter-opérateur. Une étude morphométrique de cages thoraciques asymptomatiques est également présentée.

2 Matériels et méthodes

2.1 Sujets

Quinze sujets adultes asymptomatiques (5 hommes et 10 femmes, âgés de 27 ± 8 ans) ont participé en tant que volontaires à cette étude. Chacun d'eux a ainsi signé au préalable un formulaire de consentement. Leur taille était de 176 ± 7 cm pour les hommes, et 161 ± 6 cm pour les femmes. Leur poids était de 64 ± 9 kg pour les hommes et 53 ± 5 cm pour les femmes.

2.2 Reconstruction tridimensionnelle

2.2.1 Pré-requis

La méthode de reconstruction 3D proposée est basée sur trois pré-requis spécifiques :

1- *Radiographies bi-planaires calibrées.* Des clichés radiographiques frontal (PA0) et latéral (LAT) doivent être pris dans un environnement calibré (Dumas *et coll.*, 2003). Dans la présente étude, des images radiographiques numériques bi-planaires ont été prises sur chacun des volontaires à l'aide du système stéréoradiographique basse dose EOSTM (Biospace Instruments, Paris, France).

2- *Reconstruction 3D du segment thoracique T1-T10.* Les points de jonctions costo-vertébrales sont extraits des modèles 3D reconstruits des vertèbres T1 à T10. Dans la présente étude, l'ensemble du rachis était reconstruit à l'aide d'un logiciel semi-automatique développé en collaboration entre le *Laboratoire de Biomécanique* (Paris, France) et le *Laboratoire de Recherche en Imagerie et Orthopédie* (Montréal, Canada) (Mitton *et coll.*, 2000; Pomero *et coll.*, 2004).

3- *Objet générique 3D (atlas anatomique) de la cage thoracique.* Ce modèle représente la cage thoracique sans les côtes flottantes d'un sujet asymptomatique distinct des sujets ayant participé à cette étude. Il est composé des lignes médianes costales et de la face antérieure du sternum, et est divisé en trois surfaces 3D maillées représentatives du sternum et des hémithorax droit et gauche.

2.2.2 Méthode de reconstruction

L'algorithme ci-dessous permettant d'obtenir une reconstruction 3D personnalisée de la cage thoracique a été intégré dans le logiciel utilisé pour reconstruire le rachis thoracique. Ce logiciel fournit une interface graphique facilitant toute opération à réaliser sur les radiographies.

L'algorithme peut être divisé en 9 étapes. Pour chaque étape le terme 'MANUELLE' se rapporte à une étape manuelle (n=3), et 'AUTO' à une étape automatisée (n=6). L'algorithme

reconstruit progressivement un modèle initial, deux modèles intermédiaires, et enfin un modèle personnalisé final.

1- MANUELLE : *identification sur les radiographies*. Quatre contours globaux (non stéréo-correspondants) de la cage thoracique décrivant les limites latérales et postérieures des côtes, et trois points sternaux (incisure jugulaire, angle de Louis, jonction entre la xiphoïde et le corps du sternum) sont identifiés sur les radiographies bi-planaires (Figure 31). Dans la présente étude, les points du sternum étaient repérés à l'aide de marqueurs cutanés radio-opaques.

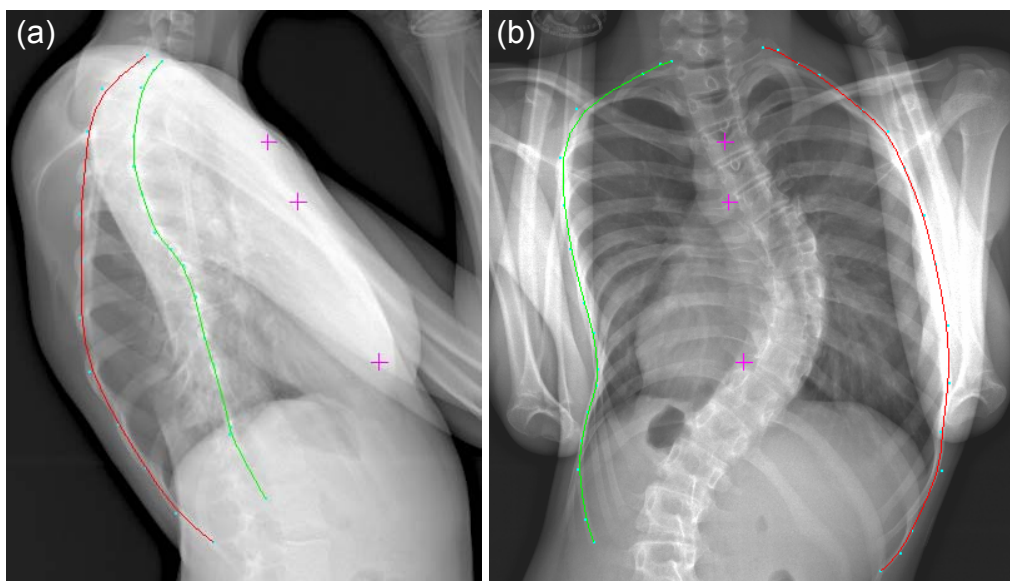


Figure 31 : Identification d'informations 2D sur les radiographies : (a) limites postérieures des hémithorax droit et gauche (2 contours) et 3 points sternaux sur la vue LAT ; (b) limites frontales des hémithorax droit et gauche (2 contours) et 3 points sternaux sur la vue PA0.

2- AUTO : *reconstruction 3D des points du sternum et extraction des points d'insertion des côtes*. Les trois points du sternum sont reconstruits à l'aide de leurs projections sur les radiographies (points stéréo-correspondants). Les points d'insertion costo-vertébrale sur chaque vertèbre sont extraits de la reconstruction 3D du rachis thoracique.

3- AUTO : *obtention d'une solution initiale*. L'objet générique est positionné et déformé par krigeage (Delorme, 1996; Trochu, 1993) en utilisant les points 3D reconstruits précédemment (étape 2) comme points de contrôle.

4- AUTO : *Solution Intermédiaire I: 1ère application de l'algorithme NSCC*. La solution initiale est déformée par l'algorithme NSCC (Laporte *et coll.*, 2003) en utilisant les points anatomiques et les contours 2D identifiés sur les radiographies, et les points 3D extraits comme données d'entrée. Cet algorithme est basé sur l'association entre des contours 3D (lieux de tangence des rayons X sur l'objet à déformer) et les contours 2D identifiés. Ensuite, une déformation élastique 3D basée sur la technique du krigeage est appliquée en utilisant comme contraintes les associations entre contours 2D et 3D et les points 3D connus.

5- AUTO : *rétro-projection des lignes médianes costales sur la vue PA0*. Les lignes médianes costales extraites de la *Solution intermédiaire I* sont rétro-projetées sur la radiographie PA0.

6- MANUELLE : *Modification des lignes médianes costales sur la vue PA0*. Les lignes médianes projetées précédemment sur la vue PA0 sont modifiées par l'opérateur afin de les

faire coïncider avec les informations visibles sur les radiographies, tandis que la forme globale de la cage thoracique est conservée.

7- *AUTO* : *Solution Intermédiaire II* : 2ème application de l'algorithme NSCC. L'algorithme NSCC est appliqué une nouvelle fois afin de déformer la *Solution Intermédiaire I* en utilisant comme contraintes supplémentaires les lignes médianes modifiées.

8- *AUTO* : *rétro-projection des lignes médianes costales sur les vues PA0 et LAT*. Les lignes médianes costales extraites de la *Solution Intermédiaire II* sont ensuite rétro-projetées sur les radiographies LAT et PA0.

9- MANUELLE : *reconstruction 3D personnalisée : modification en temps réel de la Solution Intermédiaire II*. Cette étape aboutit à la solution finale : la reconstruction personnalisée 3D de la cage thoracique. Les lignes médianes costales de la *Solution Intermédiaire II* rétro-projetées sur la vue LAT sont modifiées par l'opérateur afin de consolider la superposition des lignes costales rétro-projetées et les informations visibles sur les radiographies. Cette étape est réalisée en temps réel en ce sens que chaque modification de la ligne médiane rétro-projetée sur la radiographie est directement prise en compte dans le modèle 3D reconstruit.

2.3 Morphométrie à partir de la reconstruction 3D

Des paramètres morphométriques de la cage thoracique ont été déterminés à l'aide d'un programme entièrement automatisé (rédigé à l'aide du logiciel Matlab®) appliqué au modèle 3D reconstruit (points 3D et maillage de la cage thoracique, du rachis thoracique et du bassin). Deux sortes de paramètres ont été calculés : des paramètres locaux (pour chaque côte et chaque arc costal pris séparément), et des paramètres globaux (la cage thoracique considérée globalement).

La Figure 32 donne la définition des repères global (a) et local (b) utilisés pour la détermination de certains des paramètres. Les reconstructions 3D du bassin et des vertèbres thoraciques étaient utilisées comme mentionné sur la Figure 32.

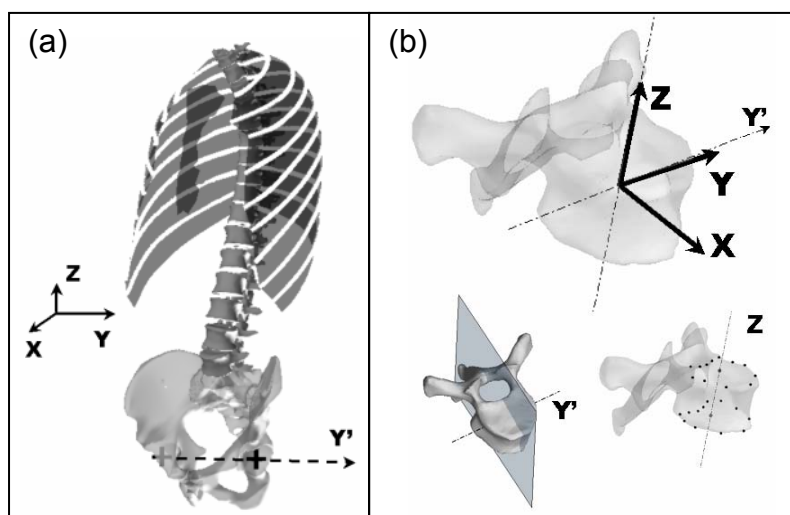


Figure 32 : (a) Repère de référence global du sujet : repère de référence lié à la posture du sujet attaché au bassin. Y' est défini par le centre des deux cotyles, et Z est vertical. (b) Repère local : attaché à la vertèbre. Y' est normal au plan médian de la vertèbre (défini à partir de points répartis sur les plateaux vertébraux, les facettes articulaires et les pédicules). Z est défini à partir des barycentres de points répartis sur le contour des plateaux vertébraux supérieur et inférieur. (a)(b) X est obtenu grâce à la relation $X = Y' \wedge Z$. Et Y est obtenu grâce à la relation $Y = Z \wedge X$.

Certains paramètres décrivant une côte isolée (ou un arc costal) étaient calculés dans le plan de meilleure approximation ('best-fit plane' – Dansereau et Stokes, 1988) de la côte (ou des deux côtes du même niveau). Ce plan était obtenu à l'aide de la méthode des moindres carrés. De plus, pour chaque arc costal, une double tangente postérieure ('double tangent' – Delorme *et coll.*, 2001) était définie dans le plan approximatif de l'arc costal comme étant la ligne tangente aux côtes droite et gauche projetées sur ce plan (Figure 34).

2.3.1 Paramètres locaux

En premier lieu, des paramètres décrivant la forme d'une côte isolée ou d'un arc costal ont été collectés (*paramètres de forme*). Pour chaque côte, les paramètres locaux suivants ont été déterminés : la longueur de la ligne médiane, la longueur de la corde, l'aire interne, la largeur maximale (voir Figure 33 – inspirés de Dansereau et Stokes, 1988). De plus, pour chaque arc costal, la largeur latérale (la distance maximale entre les lignes médianes costales droite et gauche projetées sur le plan (Y,Z) du repère global – inspiré de Bellemare *et coll.*, 2003) était calculée.

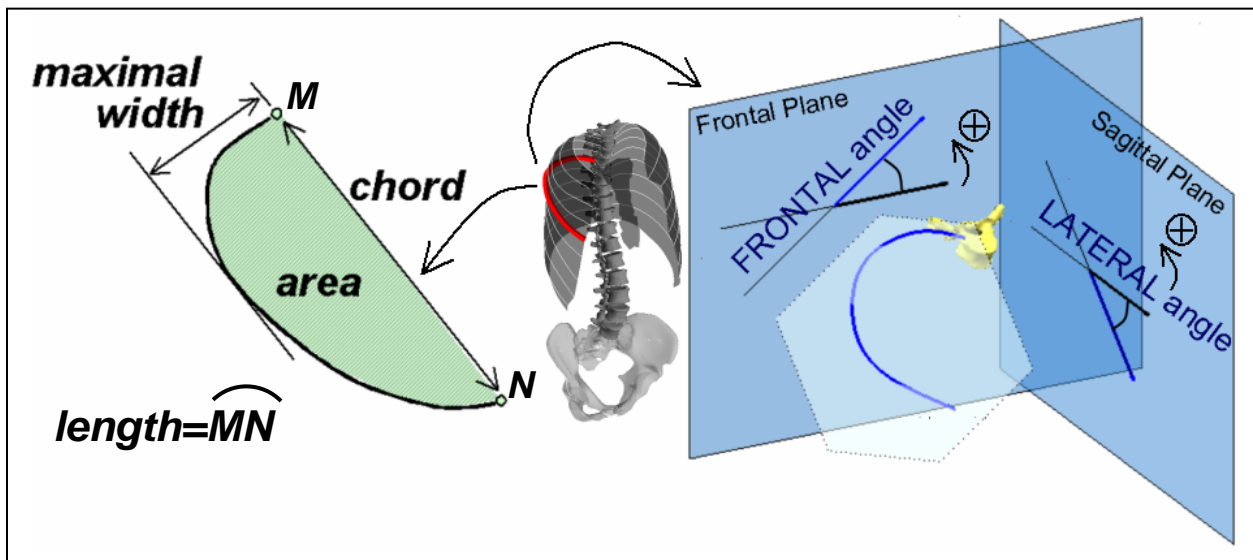


Figure 33 : Paramètres locaux décrivant la forme (*length* : longueur de la ligne médiane, *chord* : longueur de la corde, *area* : aire interne, *maximal width* : épaisseur maximale) et l'orientation (*frontal angle* : angle frontal, *lateral angle* : angle latéral, ⊕ : orientation angulaire positive) d'une côte isolée.

Ensuite, des angles décrivant l'*orientation* des côtes et arcs costaux étaient calculés. Pour chaque côte : les angles d'orientation frontale et latérale exprimés dans le repère de référence global du sujet (voir Figure 33 – inspirés de Dansereau et Stokes, 1988), et pour chaque arc costal : les angles d'orientation frontale et transversale (référence : Delorme *et coll.*, 2000 – voir Chapitre 1 Figure 4) exprimés dans le repère global.

Enfin, deux indices scoliotiques étaient déterminés (voir Figure 34) : l'indice de pénétration rachidienne surfacique (SPI : *Spinal Penetration Index*, i.e. : le rapport de l'aire occupée par la vertèbre (Svert) avec l'aire interne totale (Stot) – référence : Dubousset *et coll.*, 2003), et la gibbosité (déterminée dans le repère vertébral).

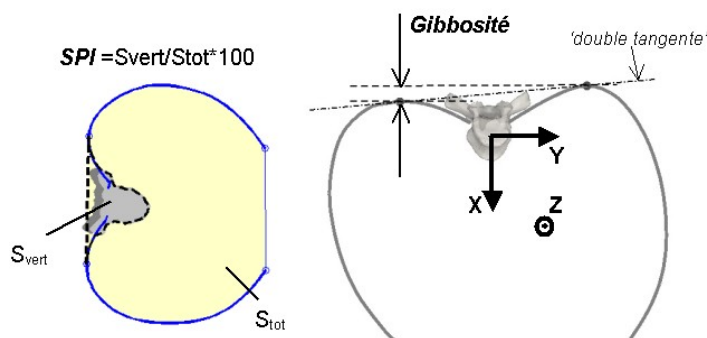


Figure 34 : Indices scoliotiques (*SPI* : indice de pénétration rachidienne surfacique, *gibbosité* : gibbosité) d'un arc costal isolé.

2.3.1 Paramètres globaux

Les paramètres morphométriques globaux déterminés étaient : les largeurs maximales antéro-postérieure (AP) et latérale de la cage thoracique, l'indice thoracique (rapport entre les largeurs moyennes AP et latérale – Bellemare *et coll.*, 2003), et le volume contenu dans l'espace délimité par les lignes médianes des côtes osseuses.

2.4 Méthode d'évaluation: répétabilité intra-opérateur et reproductibilité inter-opérateur

2.4.1 Protocole

Pour chaque sujet ($n=15$), le rachis et le bassin ont tous été reconstruits une fois par le même opérateur, tandis que la cage thoracique était reconstruite deux fois par trois opérateurs (OP1, OP2, et OP3). Les trois opérateurs avaient été au préalable formés à la méthode de reconstruction. Un des trois opérateurs (OP1) était issu du milieu médical. Les 90 reconstructions 3D (2 reconstructions * 3 opérateurs * 15 sujets) ont été réalisées dans un ordre déterminé de façon aléatoire, et différent pour chaque opérateur.

2.4.2 Comparaisons réalisées

Deux sortes de comparaisons ont été réalisées : comparaisons 'de forme' et 'morphométriques' (Nodé-Langlois, 2003).

Une comparaison 'de forme' consistait à comparer une reconstruction 3D de cage thoracique avec un modèle de référence en terme de distances 'point/surface' (Mitton *et coll.*, 2000; Mitulescu *et coll.*, 2001). Pour un sujet, le modèle de référence pour la répétabilité intra-opérateur était le modèle moyen (positions (X,Y,Z) moyennes) entre les deux reconstructions réalisées par le même opérateur, et pour la reproductibilité inter-opérateur le modèle de référence était le modèle moyen sur les six reconstructions réalisées par les trois opérateurs. Les valeurs moyennes, maximales, et le RMS (Root Mean Square) des distances point/surface étaient alors calculés pour chaque comparaison. Le 2RMS est une estimation de la distance maximale pour 95% de tous les points ($n=1033$), en supposant que les distances sont normalement distribuées et qu'elles ont une valeur moyenne non significativement différente de zéro.

Les comparaisons ‘morphométriques’ étaient basées sur les valeurs des paramètres obtenues pour l’ensemble des reconstructions. La variabilité intra-opérateur était quantifiée par le double de l’écart-type (2SD) des différences centrées autour de la valeur moyenne du paramètre pour les deux reconstructions réalisées par le même opérateur. La variabilité inter-opérateur était quantifiée par le 2SD des différences centrées autour de la valeur moyenne du paramètre pour les six reconstructions réalisées par les trois opérateurs. La valeur maximale des différences centrées était également calculée. En supposant que la distribution des différences est normale, 95% des différences sont contenues dans l’intervalle $\pm 2SD$.

De plus, pour les comparaisons morphométriques, la répétabilité intra opérateur était évaluée à l’aide du test de Wilcoxon entre les deux séries de valeurs (paramètres morphométriques) issues des deux observations de chaque opérateur. La reproductibilité inter-opérateur était évaluée à l’aide du test statistique de Friedman entre les six séries de paramètres. Toutes les opérations statistiques ont été réalisées à l’aide du logiciel R¹⁸.

3. Résultats

3.1 Répétabilité intra et reproductibilité inter opérateur¹⁹

3.1.1 Comparaisons de forme

La distribution des distances point/surface calculées pour l’ensemble des comparaisons réalisées était globalement normale selon le test de Shapiro-Wilk.

Ces comparaisons ont mis en évidence que les parties de la cage thoracique les moins répétables sont les extrémités antérieures des côtes (jonctions costo-chondrales) difficilement repérables sur la vue LAT, tandis que le sternum était la partie la plus répétable. De plus, selon le test de Student, il n’y a pas de différence significative entre les valeurs 2RMS ($p > 0.05$) pour les distances intra- et inter-opérateur.

Tableau 28 : Résultats de la comparaison de forme intra- et inter-opérateur.

| Distances Point/surface(mm) | | INTRA | | | | | | | | | | | | INTER | | |
|--------------------------------|------------|-------|------|------|-----|------|------|-----|------|------|--------|------|------|-------|------|------|
| | | OP1 | | | OP2 | | | OP3 | | | GLOBAL | | | Moy | 2RMS | Max |
| Région anatomique | Nb. points | Moy | 2RMS | Max | Moy | 2RMS | Max | Moy | 2RMS | Max | Moy | 2RMS | Max | Moy | 2RMS | Max |
| Modèle entier | 1033 | 1.3 | 3.6 | 10.1 | 1.3 | 3.5 | 11.1 | 1.3 | 3.4 | 14.2 | 1.3 | 3.5 | 14.2 | 1.9 | 5.1 | 22.5 |
| Hémi-thorax droit | 490 | 1.3 | 3.6 | 10.1 | 1.3 | 3.6 | 9.4 | 1.4 | 3.7 | 14.2 | 1.3 | 3.6 | 14.2 | 2.0 | 5.1 | 22.5 |
| Hémi-thorax gauche | 490 | 1.3 | 3.7 | 9.1 | 1.3 | 3.7 | 11.1 | 1.2 | 3.3 | 12.3 | 1.3 | 3.6 | 12.3 | 2.0 | 5.2 | 21.6 |
| Sternum | 53 | 0.5 | 1.9 | 5.1 | 0.4 | 1.3 | 6.3 | 0.4 | 1.3 | 5.3 | 0.4 | 1.5 | 6.3 | 0.9 | 2.6 | 9.0 |

Les résultats des comparaisons de forme intra et inter opérateur sont présentés dans le Tableau 28. Les valeurs 2RMS des distances dans les cas de comparaison intra- et inter-opérateur sont

¹⁸ R Development Core Team (2005). R: A language and environment for statistical computing. R Foundation for Statistical Computing, Vienna, Austria. ISBN 3-900051-07-0, URL <http://www.R-project.org>, dernier accès : août 2005.

¹⁹ Des résultats complémentaires sont présentés en Annexe 4 (i.e. : évaluation de la reproductibilité de la *Solution Intermédiaire I*).

respectivement 3.5mm (moyenne : 1.3mm ; max : 14.2mm), et 5.1mm (moyenne : 1.9mm ; max: 22.5mm).

3.1.2 Comparaison morphométrique

Les valeurs des paramètres pour les côtes (et arcs costaux) du niveau 1 n'ont pas été prises en compte étant donné que ces côtes sont difficilement identifiables sur la vue LAT, et leur reconstruction n'est pas considérée comme précise. En effet, la différence maximale pour les paramètres locaux était : de 29.3%(9.3mm) pour la largeur costale maximale, 33.1%(439mm²) pour l'aire interne costale, et 18.2° pour l'angle frontal de la côte isolée.

La distribution des différences calculées pour l'ensemble des comparaisons réalisées était globalement normale selon le test de Shapiro-Wilk.

D'après les tests de Wilcoxon réalisés, on en déduit qu'il n'y a pas de différence significative des paramètres (locaux ou globaux) entre deux reconstructions réalisées par le même opérateur. D'après les tests de Friedman réalisés, excepté pour la largeur maximale AP, il n'y a pas de différence significative des paramètres globaux entre les 6 reconstructions. Par contre, d'après le test de Friedman, pour la plupart des paramètres locaux on constate une différence significative des paramètres entre les 6 reconstructions.

Pour les paramètres de forme locaux, les variabilités intra- et inter-opérateur (2SD) et les différences maximales sont présentées dans le Tableau 29. Pour ces paramètres, la variabilité intra-opérateur globale (2SD en %) était comprise entre 0.9 et 5.7%, et les différences maximales entre 2.3 et 14.1%. La variabilité inter-opérateur globale était comprise entre 1.5 et 9.5%, et les différences maximales entre 3.0 et 22.6%.

Tableau 29 : Résultats des comparaisons morphométriques intra et inter opérateur pour les paramètres locaux de forme et d'orientation (niveaux 2 à 10).

| | Paramètres de forme | | | | | Orientations (deg) [†] | | | | |
|-------|---------------------------------------|---------------------------|-------------------------------|-----------------------------|---|---------------------------------|---------------|------------------|-------------------|-----|
| | Longueur de la ligne médiane (mm) [%] | Largeur maximale (mm) [%] | Longueur de la corde (mm) [%] | Aire (mm ²) [%] | Largeur latérale de l'arc costal (mm) [%] | Côte isolée | | Arc costal (deg) | | |
| | | | | | | Angle frontal | Angle latéral | Angle frontal | Angle transversal | |
| INTRA | 2SD | 7.4[2.9%] | 2.8[4.0%] | 4.3[2.6%] | 561.7[5.7%] | 2.0[0.9%] | 2.5 | 2.0 | 1.0 | 1.1 |
| | max | 17.3[6.2%] | 7.3[14.1%] | 10.1[6.4%] | 1 574.1[13.5%] | 5.1[2.3%] | 7.7 | 4.5 | 2.0 | 3.5 |
| INTER | 2SD | 12.7[5.0%] | 4.7[6.7%] | 7.5[4.3%] | 930.5[9.5%] | 3.3[1.5%] | 4.4 | 3.4 | 1.7 | 1.8 |
| | max | 26.0[11.0%] | 13.1[18.7%] | 17.1[9.3%] | 2 846.0[22.6%] | 6.2[3.0%] | 12.2 | 8.4 | 3.4 | 5.1 |

[†]exprimées dans le repère global (pelvien).

Le Tableau 29 présente aussi les résultats pour les orientations des côtes et arc costaux. La variabilité inter-opérateur globale (2SD) des angles frontaux et latéraux de la côte était respectivement de 4.4°(différence maximale :12.2°) et 3.4°(différence maximale :8.4°). La variabilité inter-opérateur globale (2SD) des angles frontaux et transversaux de l'arc costal était respectivement de 1.7°(différence maximale :3.4°) et 1.8°(différence maximale :5.1°).

Pour les indices scoliotiques (SPI et gibbosité), les résultats sont présentés dans le Tableau 30. La variabilité inter-opérateur globale (2SD) du SPI et de la gibbosité était respectivement de 0.6%(différence maximale :1.2%) et 1.7mm(différence maximale :4.4mm).

Tableau 30 : Résultats des comparaisons morphométriques intra et inter opérateur pour les paramètres globaux et indices scoliotiques.

| | | Paramètres globaux | | | | Indices scoliotiques | |
|-------|-----|--------------------------------|-------------|-----------|-------------------|----------------------|-----------|
| | | Largeurs thoraciques maximales | | Vol. | Indice thoracique | SPI | Gibbosité |
| | | Latérale (mm) [%] | AP (mm) [%] | (dm3) [%] | (%) | (%) | (mm) |
| INTRA | 2SD | 1.7[0.7%] | 1.3[0.7%] | 0.2[3.0%] | 2.2 | 0.3 | 1.1 |
| | max | 2.7[1.2%] | 2.4[1.2%] | 0.2[4.4%] | 2.9 | 0.7 | 2.5 |
| INTER | 2SD | 2.8[1.2%] | 2.2[1.2%] | 0.2[4.4%] | 3.0 | 0.6 | 1.7 |
| | max | 4.5[1.6%] | 4.7[2.4%] | 0.4[7.6%] | 3.4 | 1.2 | 4.4 |

Le Tableau 30 présente aussi les résultats pour les paramètres globaux. Pour l'indice thoracique, les variabilités globales intra- et inter-opérateur étaient respectivement 2.2% (différence maximale :2.9%) et 3.0%(différence maximale :3.4%), pour une valeur moyenne de cet indice d'environ 63% sur l'ensemble des sujets. Pour les autres paramètres globaux, la variabilité intra-opérateur (2SD en %) était comprise entre 0.7 et 3.0%, et les différences maximales entre 1.2 et 4.4% ; et la variabilité inter-opérateur était comprise entre 1.2 et 4.4%, et les différences maximales entre 1.6 et 7.6%.

3.2 Morphométrie de la cage thoracique

La morphométrie de la cage thoracique a été réalisée pour chacune des vingt côtes des niveaux 1 à 10, pour les 15 sujets asymptomatiques analysés.

3.2.1 Paramètres globaux.

Les valeurs moyennes des largeurs thoraciques AP et latérale étaient respectivement 184.0mm(SD:14.4mm) et 241.8mm(SD:21.2mm). L'indice thoracique moyen était de 62.8%(SD:6.7%). Le volume moyen à l'intérieur des lignes médianes costales était de 5.9 dm³(SD:1.2 dm³).

3.2.2 Paramètres locaux

Le Tableau 31 fournit les valeurs moyennes et écarts-types (SD) des paramètres locaux sur les 15 sujets asymptomatiques pour les niveaux 1 à 10 et sur les six reconstructions réalisées. Les valeurs maximales de la longueur de la ligne médiane, de la longueur de la corde, de l'aire et de la largeur maximale d'une côte isolée, et celle du SPI sont atteintes entre les niveaux T5 et T8. La largeur latérale de l'arc costal augmente des niveaux T1 à T5, et conserve une valeur à peu près constante de T5 à T10. L'angle costal latéral est assez similaire pour tous les niveaux, tandis que l'angle costal frontal atteint une valeur minimale vers les niveaux T6-T7. Les angles frontaux et transversaux, qui indiquent la présence d'une déformation scoliotique, sont globalement proches de la valeur nulle pour les sujets asymptomatiques analysés.

Tableau 31 : Moyennes et écarts-types (SD) des paramètres locaux des côtes isolées et des arcs costaux.

| | T1 | T2 | T3 | T4 | T5 | T6 | T7 | T8 | T9 | T10 | all |
|--|-----------------|-----------------|-----------------|------------------|------------------|------------------|------------------|------------------|------------------|-----------------|-----------------|
| Longueur ligne médiane costale (mm) | 108.4 (9.0) | 194.8 (16.5) | 239.6 (16.8) | 266.3 (18.3) | 286.5 (19.6) | 295.8 (21.6) | 299.6 (21.0) | 291.6 (22.5) | 268.7 (22.6) | 230.1 (21.1) | 248.1 (59.6) |
| Largeur costale maximale (mm) | 27.6 (3.9) | 65.3 (7.1) | 76.5 (7.2) | 81.4 (7.3) | 83.9 (7.5) | 83.1 (7.9) | 79.6 (7.8) | 75.2 (8.4) | 69.1 (9.1) | 58.0 (9.0) | 70.0 (17.9) |
| Longueur de la corde costale (mm) | 83.0 (6.0) | 106.8 (7.3) | 137.2 (6.8) | 163.2 (10.0) | 182.8 (11.1) | 196.0 (12.6) | 208.5 (13.1) | 209.6 (13.0) | 196.6 (13.1) | 176.1 (12.2) | 166.0 (42.9) |
| Aire interne de la côte (mm ²) | 1606 (301) | 5644 (903) | 8574 (1 172) | 10600 (1 464) | 12165 (1 687) | 12754 (1 942) | 12580 (1 878) | 11801 (1 995) | 10216 (1 931) | 7539 (1 664) | 9348 (3 749) |
| Largeur latérale de l'arc costal (mm) | 116.8 (10.8) | 174.9 (13.4) | 208.9 (15.9) | 222.3 (15.8) | 230.5 (16.9) | 233.7 (19.2) | 233.5 (20.8) | 234.4 (22.3) | 235.3 (22.3) | 221.0 (22.3) | 211.1 (40.3) |
| Angle frontal * de la côte (deg) | 45.1 (7.4) | 27.7 (7.2) | 23.4 (7.8) | 20.8 (8.7) | 18.0 (9.0) | 16.5 (8.6) | 15.9 (7.9) | 17.8 (7.5) | 24.2 (7.0) | 34.4 (6.9) | 24.4 (11.7) |
| Angle latéral ** de la côte (deg) | 43.0 (5.9) | 41.6 (6.1) | 38.1 (6.5) | 37.3 (6.3) | 37.7 (5.8) | 38.1 (5.6) | 39.5 (4.9) | 40.5 (4.9) | 39.1 (5.2) | 36.9 (6.8) | 39.2 (6.0) |
| Angle Frontal † de l'arc costal (deg) | -0.2 (2.7) | 0.2 (2.7) | 0.0 (2.4) | 0.3 (2.3) | 0.1 (2.2) | -0.2 (1.8) | -0.4 (1.6) | -0.5 (1.7) | -0.6 (2.0) | -0.6 (2.4) | -0.2 (2.2) |
| Angle Transversal † de l'arc costal (deg) | -2.6 (4.6) | -1.3 (4.2) | -1.5 (3.8) | -1.0 (3.8) | -1.0 (3.7) | -0.8 (3.7) | -1.0 (3.2) | -1.1 (2.9) | -1.1 (2.7) | -0.5 (2.7) | -1.2 (3.5) |
| SPI (%) | 14.2 (1.8) | 9.6 (1.2) | 7.9 (0.9) | 7.2 (0.7) | 7.0 (0.7) | 7.1 (0.7) | 7.1 (0.8) | 7.3 (0.7) | 8.1 (0.8) | 8.7 (0.9) | 8.4 (2.3) |
| Gibbosité § (mm) | 0.1 (2.6) | 1.4 (2.2) | 1.7 (2.5) | 2.7 (3.0) | 4.0 (2.6) | 2.9 (2.8) | 1.4 (3.2) | 0.8 (2.2) | 0.0 (2.2) | -0.7 (2.0) | 1.4 (2.8) |

* Valeur absolue de l'angle frontal. L'angle frontal est >0 pour les côtes droites et <0 pour les gauches.

** Valeur absolue de l'angle latéral. L'angle latéral est <0 pour les deux côtés.

† Si >0 le côté convexe de l'arc costal est à gauche.

‡ Si >0 le côté droit de l'arc costal est au-dessus du côté gauche.

§ Si >0 le côté convexe de l'arc costal est à gauche.

4. Discussion

La présente étude a décrit et évalué une nouvelle méthode de reconstruction 3D de la cage thoracique applicable à des sujets asymptomatiques ou scoliotiques. De plus, une analyse morphométrique a été réalisée sur 15 sujets. Cette analyse a fourni pour cette population la variabilité (SD) de 15 paramètres morphométriques globaux ou locaux décrivant la forme, l'orientation ou la déformation scoliotique de l'ensemble ou d'une région de la cage thoracique.

Cette étude a démontré que cette nouvelle méthode est utilisable pour la mesure *in vivo* de la morphométrie de la cage thoracique. Les études de répétabilité intra-opérateur et de reproductibilité inter-opérateur ont fourni des données quantitatives afin de pouvoir appliquer cette méthode pour le suivi de patients scoliotiques. En effet, pour chacun des paramètres calculés, la variabilité (2SD) intra-opérateur (si c'est le même opérateur pour les deux examens cliniques) ou inter-opérateur (si l'opérateur diffère) obtenue permet de déterminer si la variation d'un paramètre morphométrique entre deux acquisitions est significative, ou si l'écart constaté est inclus dans le 'bruit' de mesure. En fait, la méthode présentée permet de mesurer des paramètres morphométriques avec une erreur constituée elle-même d'une composante systématique et d'une composante aléatoire. L'erreur systématique est difficile à estimer *in vivo*, à moins d'utiliser pour chaque sujet une mesure de référence précise, comme par exemple une reconstruction 3D à partir du CT-scan, ce qui n'a pas été fait pour des raisons d'éthique. Cependant, pour ce qui est du suivi de patients (c'est-à-dire l'analyse des écarts des paramètres morphométriques entre deux examens) seule la composante aléatoire nous intéresse. C'est précisément cette composante de l'erreur qui a été largement évaluée dans la présente étude, et qui est quantifiable par les variabilités intra- et inter-opérateur obtenues grâce à un grand nombre de reconstructions (n=90) pour 15 sujets différents.

En comparaison, les autres études proposant une méthode de reconstruction *in vivo* de la cage thoracique (Benameur, 2004; Dansereau et Stokes, 1988) n'ont pas réalisé d'évaluation aussi poussée. **Dansereau et Stokes** (Dansereau et Stokes, 1988) ont évalué les différences entre des reconstructions *in vivo* répétées. Cela consistait à reconstruire deux fois 24 côtes d'un sujet à partir de la même paire de radiographies mais avec des points identifiés différents (le second jeu de points identifiés étaient positionnés volontairement au milieu des points identifiés la première fois). La valeur moyenne de la distance 3D minimale entre les deux lignes médianes reconstruites était de 1.22mm (SD: 1.04mm). Ils ont aussi évalué la précision de leur méthode à l'aide de 7 côtes isolées sur lesquelles des marqueurs radio-opaques avaient été fixés (évaluation *in vitro*). Ils ont comparé les reconstructions des 7 côtes obtenues grâce à leur méthode et celle obtenue à l'aide des marqueurs radio-opaques. La valeur moyenne des distances était 1.01mm (SD: 0.72mm). Les valeurs maximales n'ont pas été spécifiées. **Benameur et coll.** (Benameur, 2004) ont comparé 20 reconstructions obtenues grâce à leur méthode avec les reconstructions obtenues grâce à la méthode de **Dansereau et Stokes** (Dansereau et Stokes, 1988). La distance point/surface moyenne était de 1.62 ± 0.50 mm (maximum : 3.62 ± 1.02 mm). Malheureusement, les procédures d'évaluation de ces deux méthodes sont différentes de celle suivie dans le présent travail. Il n'est donc pas possible de comparer de cette façon les trois méthodes.

Toutefois, les variabilités des paramètres morphométriques ont pu être partiellement comparées avec l'étude réalisée par **Labelle et coll.** (Labelle et coll., 1995a). En effet, ils ont réalisé une étude de répétabilité intra-opérateur sur divers paramètres morphométriques

calculés à partir de reconstructions du rachis et de la cage thoracique de 5 sujets scoliotiques obtenues en utilisant la méthode proposée par **Dansereau et Stokes** (Dansereau et Stokes, 1988). Chaque sujet a été reconstruit 5 fois par le même opérateur. Notamment, ils ont évalué la répétabilité de 3 paramètres également calculés dans la présente étude : l'orientation transversale de l'arc costal et les orientations frontale et latérale d'une côte isolée. La variation intra-opérateur fournie représente l'écart-type ($1 \times SD$) des différences centrées sur la valeur moyenne pour les 5 reconstructions. La variation intra-opérateur de l'orientation transversale était comprise entre 0.7 et 1.7° (niveaux 2 à 10) dans leur étude, tandis qu'elle était de 0.4 à 0.8° dans la présente étude ($2 \times SD = 1.1^\circ$ pour les niveaux 2 à 10 – voir Tableau 29). Il est à noter que ce paramètre également appelé angle de gibbosité (*rib hump*), est régulièrement mesuré dans le milieu médical à l'aide d'un scoliomètre (Bunnell, 1984). Or, selon **Cote et coll.** (Cote et coll., 1998) la variation inter-opérateur de la mesure angulaire réalisée par un scoliomètre est de 4.9° , tandis que pour la méthode stéréoradiographique développée dans la présente étude cette variation est de 1.8° . Ce résultat est obtenu pour des sujets asymptomatiques, c'est-à-dire normaux ou légèrement scoliotiques avec des orientations transversales mesurées allant de 0 à 10° (dans le repère global niveaux 2 à 10). Néanmoins, ce résultat appuie le fait que le calcul à partir de reconstruction 3D est plus répétable que son équivalent clinique, ce qui avait déjà été mis en évidence par **Labelle et coll.** Concernant les orientations costales frontale et latérale, leurs variations est comprise entre 0.7 à 3.2° (niveaux 2 à 10), dans leur étude, tandis qu'elles étaient comprises entre 0.7 à 1.6° (niveaux 2 à 10) dans la présente étude. Ainsi, d'après ces résultats, la méthode de la présente étude semble plus répétable que celle de **Dansereau et Stokes** que **Labelle et coll.** ont mis en œuvre.

Concernant un aspect pratique, à savoir le temps nécessaire pour réaliser la reconstruction 3D, la méthode proposée par **Benameur et coll.** est la plus rapide (environ 6 minutes), suivie de la présente méthode (environ 40 minutes), tandis que celle proposée par **Dansereau et Stokes** prend près de 2 heures. Afin de diminuer le délai actuellement nécessaire à la reconstruction 3D d'une cage thoracique à l'aide de la présente méthode, il serait bien d'inclure dans l'algorithme (étape 6) l'outil de traitement d'image proposé par **Canny** (Canny, 1986), permettant d'extraire automatiquement les contours des côtes sur la vue PA0, comme l'ont d'ailleurs déjà mise en œuvre **Benameur et coll.**

Les résultats de l'étude morphométrique de la cage thoracique ont été comparés avec des travaux précédents réalisés dans des conditions semblables. Les étendues de valeur de la longueur de la ligne médiane, de la longueur de la corde, de l'aire de la côte, et de l'orientation de l'arc costal étaient proches de celles mesurées par **Dansereau et Stokes** (Dansereau et Stokes, 1988) – Figure 35. L'étendue de valeurs des orientations costales frontale et latérale étaient semblables à celles mesurées par **Dansereau et Stokes** et **Wilson et coll.** (Wilson et coll., 1987). L'indice de pénétration rachidienne (SPI) mesuré dans la présente étude dans plan d'approximation de chaque arc costal (méthode des moindres carrés) avait une valeur comprise entre 6 to 12% (moyenne : 7.8% ; SD : 1.2%) pour les niveaux costaux 2 à 10 de sujets asymptomatiques, tandis que **Dubousset et coll.** (Dubousset et coll., 2003) fournit des valeurs de 8 à 14% pour un patient non scoliotique et pour un SPI mesuré dans des plans transversaux sur des coupes scanners. Enfin, l'indice thoracique a été aussi comparé avec l'étude de **Bellemare et coll.** (Bellemare et coll., 2003) réalisée sur 40 sujets normaux à partir de clichés radiographiques frontaux et latéraux. Il rapporte un indice moyen de 62% (SD: 5%) semblable à la valeur de 63% (SD: 7%) déterminée dans la présente étude. Ainsi, ces comparaisons mettent en évidence une bonne cohérence des données

morphométriques fournit par la reconstruction 3D stéréoradiographique avec les études précédentes.

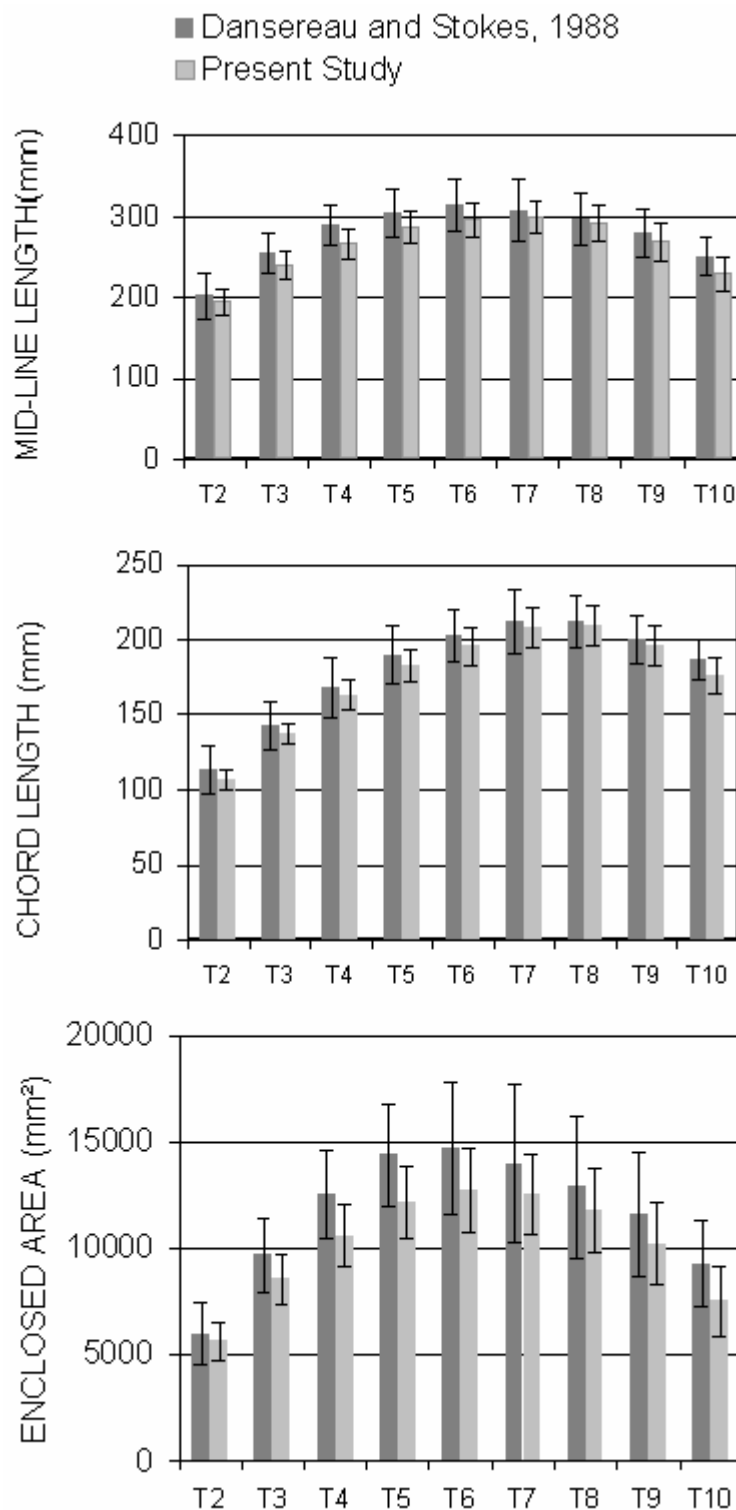


Figure 35 : Comparaison avec l'étude de Dansereau et Stokes de paramètres costaux (*mid-line length* : longueur de la ligne médiane, *chord length* : longueur de la corde, et *enclosed area* : aire costale) : valeurs moyennes et barres d'écart-types.

5. Conclusion

Cette partie a présenté et validé une méthode afin d'obtenir une reconstruction 3D personnalisée de la cage thoracique à partir de radiographies bi-planaires (frontale et latérale). Cette étude a mis en évidence une bonne répétabilité intra-opérateur pour les paramètres angulaires ($2SD < 2.5^\circ$), pour les paramètres de forme locaux ($2SD < 6\%$) et globaux ($2SD < 3\%$), et une bonne reproductibilité inter-opérateur pour les paramètres globaux ($2SD < 4.4\%$). Cette étude a également mis en évidence des variations inter-opérateur acceptables pour les paramètres locaux de forme ($2SD < 9.5\%$) et les paramètres angulaires ($2SD < 4.5^\circ$). Enfin, la variabilité inter-opérateur en terme de distance point/surface (2RMS) qui est une estimation de l'erreur aléatoire maximale pour 95% des points de la reconstruction était égale à 5.1mm (moyenne : 1.9mm).

Cette étude démontre aussi l'utilité d'une telle méthode, qui est applicable à des sujets asymptomatiques ou scoliotiques, pour le suivi clinique de patients. Appliquer cette méthode de reconstruction 3D et l'analyse morphométrique sur des patients pourra aider au diagnostic, en particulier en comparant pour chacun des 15 paramètres quantifiables la valeur obtenue avec celles de sujets asymptomatiques fournies par la présente étude.

Discussion générale

Choix des objectifs globaux de la thèse

Antérieurement et parallèlement aux travaux réalisés dans cette thèse, une revue bibliographique a été réalisée selon trois axes : (1) la connaissance des géométries externes et internes du corps humain, (2) les relations entre géométries corporelles externes et internes, et (3) les méthodes de modélisation géométrique *in vivo* des structures externes et internes du corps humain.

Une synthèse de la revue effectuée a mis en évidence le travail précieux réalisé par les études précédentes sur lesquelles le présent travail s'est entièrement appuyé. En particulier, ces travaux ont démontré la faisabilité d'une étude morphométrique *in vivo*, ainsi que l'existence de relations entre dimensions corporelles. Il a également été mis en évidence que les méthodes de reconstruction 3D stéréoradiographiques constituent une modalité performante pour l'exploration des structures internes du corps humain. De plus, du fait de la faible dose d'irradiation nécessaire, on peut envisager d'utiliser cette modalité sur une large population de sujets volontaires asymptomatiques.

Par contre, malgré la richesse des données disponibles dans la littérature, à notre connaissance, aucun auteur n'a étudié à la fois les géométries externes et internes du corps entier sur un grand nombre de sujets, et aucune étude ne porte sur l'estimation de dimensions internes du corps entier à partir de dimensions corporelles externes. Enfin, l'évaluation de la méthode de reconstruction 3D stéréoradiographique de la cage thoracique nécessiterait d'être approfondie.

Suite à la revue bibliographique et à sa synthèse, trois objectifs globaux ont été fixés. Premièrement, constituer une base de données géométriques du corps humain mesurées sur un nombre conséquent de sujets volontaires. Deuxièmement, partant de cette base de données, déterminer et analyser des relations anthropométriques entre dimensions corporelles externes et/ou internes. Troisièmement, à partir de clichés stéréoradiographiques sur volontaires asymptomatiques, évaluer la méthode de reconstruction 3D *in vivo* de la cage thoracique.

Il est à noter que, outre les conclusions issues de la revue bibliographique, ces objectifs étaient également circonscrits aux objectifs et préoccupations du projet européen HUMOS 2. La contrainte majeure imposée par le projet HUMOS 2 concernait le recrutement des sujets volontaires pour la constitution de la base de données. Ce recrutement était réalisé de telle sorte que les sujets mesurés aient une morphologie la plus proche possible de celle des 5^e percentile femme, ou 50^e percentile homme, ou 95^e percentile homme, la législation imposant aux constructeurs automobile de valider la sécurité de leurs véhicules à l'aide des mannequins de choc 5^e percentile femme, 50^e et 95^e percentiles homme.

Apports de la thèse et Discussion des résultats

Constitution d'une base de données géométriques

Le travail réalisé a permis de collecter un grand nombre de données anthropométriques (externes), morphométriques (internes) et des clichés stéréoradiographiques sur 85 sujets en position debout et assise. Les données exploitées à ce jour ont permis de constituer une base de données riche et unique sur la géométrie externe du corps entier et interne du tronc.

Ces données ont, en premier lieu, permis de décrire les géométries corporelles de trois 'morphotypes' (SmallF : femme de petite stature, MidM : homme de stature moyenne, TallM : homme de grande stature), et d'en déduire des tendances anthropométriques et morphométriques. Des valeurs de référence pour les géométries externes (corps entier) et internes (tronc) des 5^e percentile femme, 50^e et 95^e percentiles homme ont également pu être proposées. Ces résultats ont pu être utilisés, dans le cadre du projet européen, en vue de la mise à l'échelle du modèle HUMOS (première génération) pour l'obtention de trois maillages représentatifs des 5^e percentile femme, 50^e et 95^e percentiles homme. De plus, cette base de données, unique en son genre, ouvre maintenant la voie à des applications très variées (automobile, ergonomie, domaine médical...).

Un aspect important concerne le recrutement des sujets. Celui-ci a été réalisé de façon à obtenir une base de données de sujets proches des 5^e percentile femme et 50^e et 95^e percentiles homme en terme de masse corporelle, taille et IMC (+/-10% des valeurs de référence). Ainsi, il est clair que selon cette méthode de recrutement, définie et validée par l'ensemble du consortium du projet HUMOS 2, on ne prend pas en compte la réelle variation de l'ensemble de la population des usagers de la route (Pineau et Coblenz, 1983). En terme d'âge, cette base de données est principalement représentative d'une population jeune (âge moyen : 29ans ; min : 20 ans ; max : 55 ans). Par conséquent, la base de données constituée ne peut pas être utilisée afin de décrire les géométries corporelles de l'ensemble de la population des usagers.

La précision ou la répétabilité des méthodes de mesure ont été évaluées. La précision des méthodes utilisées a été évaluée dans des études antérieures (en comparaison avec des reconstructions par CT-scan) pour la reconstruction des vertèbres (écart point/surface moyen=1.2mm ; 2RMS=3.0mm), du bassin (écart point/surface moyen=1.8mm ; 2RMS=4.8mm ; écart moyen paramètres morphométriques<3.5%), et des côtes (écart moyen paramètres morphométriques<5%) (Mitton *et coll.*, 2004a; Mitton *et coll.*, 2004b; Pomero *et coll.*, 2004). L'étude de répétabilité de la reconstruction de la cage thoracique a été réalisée dans le cadre de cette thèse (variation inter-opérateur paramètres morphométriques <10% – voir Chapitre 5). De plus, une étude de répétabilité des mesures externes a mis en évidence un écart moyen de 0.9cm($\sigma=0.8$ cm). Comparées aux résultats d'évaluation des méthodes de mesure utilisées, les variations inter-individuelles (ou inter-'morphotypes') des dimensions externes ou internes réalisées sont globalement plus grandes que les erreurs de précision ou de répétabilité. L'étude comparative des mesures réalisées entre sujets (ou entre morphotype) est ainsi tout-à-fait justifiée. Toutefois, pour certaines dimensions, l'erreur de mesure est supérieure à la variation inter-individuelle (ou à la variation inter-'morphotypes' – en particulier entre MidM et TallM). Dans ces cas de figure, l'interprétation et l'utilisation de ces variations (en particulier pour l'analyse et la validation des relations anthropométriques) doit se faire avec retenue.

Relations anthropométriques

Les données géométriques collectées ont ensuite été exploitées de façon à déterminer et analyser des relations anthropométriques. L'analyse statistique appliquée aux données géométriques a permis de définir près de 200 relations anthropométriques optimales entre dimensions externes (corps entiers) et/ou internes (tronc). Parmi ces relations nous en retiendrons particulièrement 62 (36 EXT/EXT et 26 EXT/INT) pour lesquelles l'erreur standard de l'estimation ($2SEE$) était inférieure à 10% de la valeur nominale de la dimension estimée. Ces relations permettent de modéliser, à partir de la mesure de seulement 10 dimensions corporelles externes (dimensions principales externes) : 43 dimensions externes et 155 dimensions internes avec une précision quantifiée. Le présent travail fournit pour chacune des relations retenues : une erreur d'apprentissage $2SEE$ (i.e. : erreur sur la population étudiée ayant permis la détermination de la relation), et une erreur de généralisation ($Mean.Res^*$ et $2SEE^*$) (i.e. : erreur pour des sujets n'appartenant pas à la population étudiée). Les résultats obtenus pour l'erreur de généralisation (moyenne=4.7% sur les 198 relations retenues, écart-type=14.2%), et en particulier pour les relations EXT/EXT ($Mean.Res^* < 2\%$ et $2SEE^* < 10\%$ pour 31/43 modèles EXT/EXT) mettent en évidence que les modèles sont généralisables pour une 'tranche' de la population correspondant à la zone sur le graphe Masse Corporelle/Taille couverte par l'ensemble des 85 sujets – voir Figure 36.

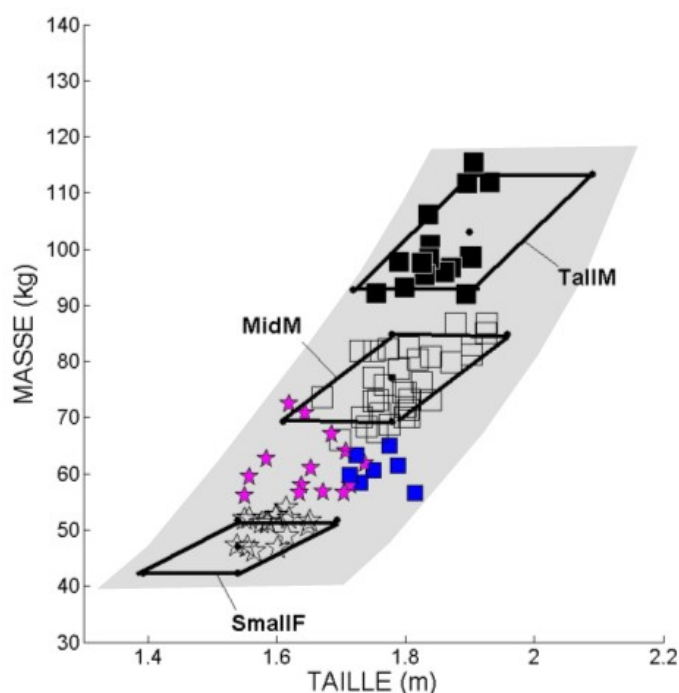


Figure 36 : Zone sur le graphe Masse Corporelle/Taille couvrant l'ensemble des sujets l'étude : 'tranche' de la population sur laquelle les modèles sont généralisables.

La généralisation des modèles est néanmoins limitée (âge et morphologie) du fait des critères fixés pour la sélection des volontaires comme mentionné ci-dessus. Pour savoir si les relations développées dans ce travail peuvent être généralisables à toute la population des usagers de la route, il est donc nécessaire de recruter une population dite de référence, c'est-à-dire représentative de cette population en terme de variabilités morphologiques et d'âge. A partir des données mesurées sur une population de référence les relations anthropométriques pourraient alors être testées, ou, au besoin, adaptées.

Grâce à la méthodologie suivie pour la détermination de relations anthropométriques (i.e. sélection du ou des meilleurs prédicteurs par recherche exhaustive) chacun des modèles proposés dans le présent travail est le modèle correspondant au modèle significatif optimal (i.e. modèle significativement meilleur que le modèle constant et ayant une erreur d'apprentissage ($2SEE$) minimale). Une telle méthode ne tient toutefois pas compte de la cohérence physique des variables prédictives. Par exemple, selon les modèles retenus, le meilleur prédicteur du diamètre du cotyle droit (PELV_11) est la stature (X1), alors que pour le cotyle gauche c'est la combinaison de la taille assis ($\bar{X}10$) et de la circonférence thoracique axillaire (X22). Ou encore, le meilleur prédicteur de la profondeur du plateau vertébral inférieur (EPD1) de la vertèbre L3 est la taille assis (X10), alors que pour la vertèbre sous-jacente (L4) c'est la stature (X1)... Toutefois, il est à noter que l'on peut retrouver une cohérence physique entre les relations si l'on fait le choix de ne pas sélectionner automatiquement le meilleur modèle du point de vue statistique, mais en considérant également les autres modèles significatifs ayant une qualité légèrement moins bonne.

Reconstruction 3D stéréoradiographique de la cage thoracique

Cette dernière partie du travail a permis de mener une évaluation *in vivo* extensive de la méthode de reconstruction 3D stéréoradiographique de la cage thoracique. Ainsi, une étude des répétabilités intra-opérateur et reproductibilités inter-opérateur de la forme et de la détermination de paramètres morphométriques a été réalisée sur la base de 15 clichés stéréoradiographiques par trois opérateurs. Cette étude s'est basée sur un total de 90 reconstructions personnalisées de la cage thoracique. De plus, une analyse de la morphométrie des 15 sujets reconstruits est présentée et fournit ainsi des valeurs de référence d'une population asymptomatique.

La méthode évaluée n'a toutefois pas pu être comparée avec les deux méthodes mentionnées dans la littérature (Benameur *et coll.*, 2005; Dansereau et Stokes, 1988) car les méthodes d'évaluation présentées sont différentes de celle réalisée pour ce travail.

Ce travail a mis en évidence la possibilité de quantifier la géométrie 3D de la cage thoracique d'un individu à l'aide de paramètres morphométriques déterminés à partir de la reconstruction 3D personnalisée. Les erreurs de répétabilité et reproductibilité ('bruits' de mesure), ainsi que les valeurs nominales de chaque paramètre morphométrique pour la population asymptomatique (référence) fournissent une information précieuse pour l'interprétation de futurs résultats issus de l'application de cet outil de morphométrie personnalisée de la cage thoracique.

Une application de choix de cet outil serait dans le domaine de la scoliose pour le suivi de sujets scoliotiques. Toutefois, la méthode a été évaluée sur des sujets asymptomatiques et non scoliotiques. La méthode de reconstruction a d'ores et déjà été appliquée avec succès sur des sujets scoliotiques. On pourra ensuite envisager une utilisation en clinique de cet outil après évaluation sur une population de sujets scoliotiques.

Conclusion Générale et Perspectives

L'utilisation de modèles numériques du corps humain est devenue courante dans l'étude de son comportement lors d'accidents de la route. Ce type de maquette virtuelle constitue un outil précieux d'aide à la conception de systèmes favorisant la sécurité de toute personne impliquée dans un accident, et en particulier l'occupant automobile. Comme mentionné en introduction de ce mémoire, obtenir une *personnalisation géométrique* de tels modèles permet d'en optimiser la biofidélité.

Cette étude avait donc pour objectif global de contribuer à accroître notre connaissance des *géométries externes et internes* du corps humain. Et durant toute la thèse une attention toute particulière a été portée au *tronc*, siège d'organes vitaux du corps humain.

Ainsi, le travail de thèse s'est déroulé selon trois étapes principales.

La première étape était de constituer une base de données géométriques externes et internes utilisant les méthodes stéréoradiographiques existantes, et réaliser une étude anthropométrique et morphométrique de sujets asymptomatiques.

La deuxième étape, partant de la base de données géométriques précédente, était d'estimer le plus grand nombre de mesures externes et internes à partir d'un nombre réduit de mesures corporelles non invasives, en vue d'une mise à l'échelle personnalisée d'un modèle être humain virtuel, pour la simulation de crash-tests.

Et la troisième étape a consisté à évaluer la répétabilité et la reproductibilité de la méthode de reconstruction stéréoradiographique 3D de la cage thoracique utilisée lors de la première étape, et évaluer son utilité dans le domaine médical.

La première partie de notre travail a donc consisté à collecter des données anthropométriques et morphométriques sur une population type (n=64), représentative en particulier de trois morphotypes (SmallF : femme de petite taille, MidM : homme de taille moyenne, TallM : homme de grande taille) auxquels appartiennent les sujets 5^{ème} percentile femme (noté 5^e F), et 50^{ème} et 95^{ème} percentiles homme (notés 50^e M et 95^e M). Les mêmes données ont également été collectées sur une population de sujets de morphologie quelconque (n=21).

La constitution de cette base de données géométriques était basée sur l'acquisition de stéréoradiographies à l'aide du système EOSTM (Biospace Instruments, Paris), et la réalisation de mesures anthropométriques sur des volontaires (sujets asymptomatiques). Les méthodes de reconstruction 3D à partir de stéréoradiographies (développées conjointement par le LBM, ENSAM-CNRS et le LIO, ETS-CRCHUM) ont été utilisées pour obtenir les données géométriques internes (de la colonne vertébrale (C3-L5), du bassin et du thorax). Les mesures anthropométriques fournissant les données externes.

L'analyse de ces données géométriques a permis de décrire des tendances anthropométriques et morphométriques particulières (propres à un morphotype) ou générales (communes à l'ensemble de la population mesurée).

Cette partie du travail a fait notamment l'objet du développement d'outils de détermination de paramètres morphométriques personnalisés à partir des reconstructions 3D.

Cette analyse a permis ainsi d'aboutir à une description détaillée de la géométrie externe (corps entier) et interne (tronc) de trois morphotypes (SmallF, MidM et TallM) et de trois sujets 5^e F, 50^e M, et 95^e M.

Deuxièmement, une analyse statistique des données collectées a permis de développer et évaluer une méthode d'estimation de paramètres anthropométriques (externes) et

morphométriques (internes) basée sur près de 200 relations anthropométriques (43 relations externe/externe, 155 relations externe/interne). Grâce à cette méthode 10 mesures anthropométriques non invasives suffisent pour modéliser la géométrie externe (43 dimensions du corps entier assis et debout) et interne (155 dimensions du bassin, vertèbres C3 à L5, et côtes niveaux 1 à 10) d'un individu (erreur moyenne : 2,3%(2 σ :14,2%)). Cette méthode a été validée et est applicable pour des personnes d'origine européenne des deux sexes (BMI : 18 à 32 kg/m²).

Enfin, la contribution de cette thèse aux méthodes de modélisation 3D du tronc s'est, principalement, traduit par un travail d'évaluation de la répétabilité et de la reproductibilité d'une nouvelle méthode de reconstruction stéréoradiographique 3D de la cage thoracique. Selon l'étude réalisée, la variabilité inter-opérateur en terme de distance point/surface (2RMS) qui est une estimation de l'erreur aléatoire maximale pour 95% des points de la reconstruction était égale à 5,1mm(moyenne : 1,9mm). De plus, la variabilité inter-opérateur de la détermination de paramètres morphométriques étaient inférieures à 10% pour les paramètres de forme et inférieure à 4,5° pour les paramètres angulaires. De plus, durant cette thèse ma contribution a également consisté à développer une nouvelle méthode de reconstruction 3D de l'enveloppe externe du tronc (voir Annexe 5). Toutefois, l'évaluation de cette méthode n'ayant pas encore réalisée, ce travail n'apparaît pas dans ce mémoire.

Les perspectives offertes par les données anthropométriques et morphométriques collectées et les outils de modélisation géométrique développés sont multiples aussi bien dans le domaine de la biomécanique des chocs et du confort que dans le domaine médical.

L'ensemble des 170 paires de radiographies EOS réalisées sur 85 sujets asymptomatiques en positions assise et debout, constitue une base de données exploitables de façons très variées au vu des outils de reconstruction 3D disponibles (rachis, bassin, fémur, tibia, cage thoracique, enveloppes du tronc et des cuisses ...). Par exemple, dans le domaine du confort, cette base d'images offre des perspectives intéressantes pour l'analyse de différence de posture entre les positions assise et debout.

Les résultats issus de ce travail, et en particulier les relations anthropométriques externe/externe et externe/interne, ont été directement utilisées par les autres partenaires du groupe de travail WP1 (*Workpackage 1*) du Projet européen HUMOS 2 pour la programmation d'un outil de "scaling" géométrique permettant d'obtenir à partir d'un petit nombre de mesures anthropométriques un modèle numérique personnalisé (Serre et Bekkour, 2005).

Enfin, l'ensemble des données géométriques (collectées ou restant à collecter à partir des stéréoradiographies) associées aux outils statistiques développés offre encore des perspectives d'analyses statistiques et morphométriques très variées.

En complément aux méthodes stéréoradiographiques *in vivo* de reconstruction de la colonne vertébrale et du bassin, les méthodes de reconstruction du thorax et de l'enveloppe externe du tronc étudiées dans le présent mémoire constituent des outils des plus utiles pour la personnalisation géométrique et inertielle de modèles numériques du tronc pour divers types de simulation (crash-tests, traitements médicaux, ...).

De plus, les outils développés durant cette étude pour la détermination automatisée de paramètres morphométriques à partir des reconstructions 3D (en particulier pour la cage thoracique) sont d'ores et déjà validées et applicables pour l'aide au diagnostic et le suivi de patients scoliotiques (Dinh, 2004).

Index

Index des Figures

| | |
|---|-----------|
| <i>Figure 1 : Exemple de paramètres géométriques pelviens proposés par Boulay, 1998.....</i> | <i>8</i> |
| <i>Figure 2 : Utilisation de l'IRM en pelvimétrie. (a) Section mi-sagittale : sont indiquées les distances entre le promontoire sacré et le haut de la symphyse pubienne (8.9cm), et entre l'extrémité inférieure du sacrum et le bas de la symphyse pubienne (7.6cm) ; (b) Section oblique : est indiqué le diamètre transverse du bassin. Ces clichés mettent en évidence le potentiel de l'IRM pour ce qui est de visualiser des tissus osseux (Source Keller et coll., 2003).....</i> | <i>9</i> |
| <i>Figure 3 : Paramètres morphométriques costaux déterminés par Dansereau et Stokes, 1988 dans le plan de meilleure approximation.....</i> | <i>10</i> |
| <i>Figure 4 : Paramètres d'orientation des côtes et arc costaux déterminés par Delorme et coll., 2001.....</i> | <i>10</i> |
| <i>Figure 5 : (a) Scanogramme : prévisualisation de la zone d'acquisition ; (b) Reconstruction 3D obtenue à partir des différentes coupes CT-scan effectuées (Source : Erkula et coll., 2003) .</i> | <i>14</i> |
| <i>Figure 6 : Schéma de principe de la reconstruction 3D par stéréoradiographie dans le cas de radiographies FACE et PROFIL.....</i> | <i>17</i> |
| <i>Figure 7 : Organigramme simplifié de la reconstruction stéréoradiographique.</i> | <i>17</i> |
| <i>Figure 8 : Minimisation de l'énergie de déformation de "barres élastiques" reliant les points du modèle générique entre eux (points identifiés sur les radiographies) ici dans le cas de la reconstruction de vertèbres: (a) solution initiale, (b) 5ème pas d'optimisation et (c) 25ème et dernier pas. (Source Laporte, 2002).</i> | <i>19</i> |
| <i>Figure 9 : (a) Prototype EOSTM (Source LBM-ENSAM Paris) ; (b) Exemple d'image EOS (Source Hôpital Saint-Vincent-de-Paul, Service de Radiologie, AP-HP Paris).....</i> | <i>40</i> |
| <i>Figure 10 : Posture du sujet durant les acquisitions stéréoradiographiques.....</i> | <i>40</i> |
| <i>Figure 11 : Clichés stéréoradiographiques sur un sujet MidM en positions debout et assise.</i> | <i>41</i> |
| <i>Figure 12 : Ensemble des points anatomiques 3D obtenus pour un volontaire en position assise (vues latérale et frontale). Les côtes sont représentées par des lignes joignant les 5 points 3D déterminés.....</i> | <i>42</i> |
| <i>Figure 13 : Répartition des sujets selon leur taille (Height) et leur masse (Weight). Les étoiles se rapportent aux sujets féminins, les carrés blancs aux sujets masculins de taille moyenne, et les carrés noirs aux sujets masculins de grande taille. Les trapèzes (en gras) délimitent les trois morphotypes SmallF, MidM, et TallM autour des points définissant les personnes 5^e F, 50^e M, et 95^e M (Serre et coll., 2004a). L'étoile et les carrés gris se rapportent aux trois sujets sélectionnés. Les courbes iso-BMI sont définies pour chaque P percentile par l'équation : $Weight = BMI_{P^{th}} * Height^2$.....</i> | <i>47</i> |
| <i>Figure 14: Mesures anthropométriques.....</i> | <i>49</i> |

| | |
|---|-----------|
| <i>Figure 15 : A. Stéréoradiographie d'un sujet MidM en position assise. En gris apparaissent les contours 3D rétro-projetés des structures osseuses du tronc. B. Reconstruction 3D des os du tronc.</i> | <i>50</i> |
| <i>Figure 16 : Description des paramètres inspirés de Boulay et coll. (Boulay, 1998).....</i> | <i>52</i> |
| <i>Figure 17 : Paramètres morphométriques pour : A. les vertèbres thoraciques et lombaires, B. les vertèbres cervicales. EPW (End-Plate Width) : largeur du plateau, EPD (End-Plate Depth) : profondeur du plateau, VBH (Vertebral Body Height) : hauteur du corps vertébral, u (upper) : supérieur, l (lower) : inférieur, et m (medial) : médian. Inspirés de Panjabi et coll. (Panjabi et coll., 1991a; Panjabi et coll., 1991b; Panjabi et coll., 1992) et Laporte et coll. (Laporte et coll., 2000).....</i> | <i>53</i> |
| <i>Figure 18 : Valeurs moyennes (et écarts-types) des dimensions pelviennes pour chaque morphotype SmallF, MidM, et TallM.....</i> | <i>57</i> |
| <i>Figure 19 : Valeurs moyennes (et écarts-types) de la hauteur médiane du corps vertébral (VBHm).....</i> | <i>59</i> |
| <i>Figure 20 : Valeurs moyennes (et écarts-types) de la largeur du plateau vertébral supérieur (EPWu).....</i> | <i>60</i> |
| <i>Figure 21 : Valeurs moyennes (et écarts-types) de la largeur du plateau vertébral inférieur (EPWI).....</i> | <i>60</i> |
| <i>Figure 22 : Valeurs moyennes (et écarts-types) de la profondeur du plateau vertébral supérieur (EPDu).....</i> | <i>61</i> |
| <i>Figure 23 : Valeurs moyennes (et écarts-types) de la profondeur du plateau vertébral inférieur (EPDI).....</i> | <i>61</i> |
| <i>Figure 24 : Valeurs moyennes (et écarts-types) de la longueur de la corde de la ligne médiane costale.....</i> | <i>63</i> |
| <i>Figure 25 : Valeurs moyennes (et écarts-types) de la largeur maximale de la ligne médiane costale.....</i> | <i>63</i> |
| <i>Figure 26 : Deux exemples de comparaison entre cette étude et la littérature. A. Comparaison des données pour 9 paramètres anthropométriques également mesurés par Rebiffé et coll. (Rebiffé et coll., 1982). La figure représente : pour la présente étude les valeurs moyennes (et les barres d'écarts-types) pour les 3 morphotypes SmallF, MidM et TallM, et pour Rebiffé, les valeurs des 5^e, 50^e et 95^e percentiles. B. Comparaison de la présente étude et de 6 autres études concernant la profondeur du plateau vertébral inférieur pour les sujets MidM (valeurs moyennes et écarts-types).....</i> | <i>64</i> |
| <i>Figure 27 : Distribution des sujets selon leur taille (Height) et leur masse (Weight). Les carrés se rapportent aux sujets masculins et les losanges aux sujets féminins. Les carrés noirs et les losanges gris se rapportent respectivement aux sujets AddM et AddF. Les trapèzes (en gras) délimitent les trois morphotypes SmallF, MidM, et TallM autour des points définissant les personnes 5^e F, 50^e M, et 95^e M (Serre et coll., 2004a).</i> | <i>70</i> |
| <i>Figure 28 : Modèle linéaire simple pour l'estimation de la longueur du pied (X45) à partir de la taille (X1). Chaque segment vertical représente l'erreurs (ou résidu), c'est-à-dire la différence entre la valeur mesurée et la valeur estimée. La SEE correspond à l'écart-type de ces résidus sur les 64 sujets pour lesquels le modèle a été développé.....</i> | <i>73</i> |
| <i>Figure 29 : Application du modèle linéaire développé pour l'estimation de la longueur du pied (X45) à partir de la taille (X1) aux 21 sujets tests. Chaque segment vertical représente</i> | |

l'erreurs (ou résidu), c'est-à-dire la différence entre la valeur mesurée et la valeur estimée. La SEE correspond à l'écart-type de ces résidus sur les 21 sujets tests..... 73*

Figure 30 : Représentation des 10 dimensions externes principales: la taille (X1), la hauteur acromion-sol (X3), la hauteur EIAS - sol (X5), la taille assis (X10), la circonférence thoracique axillaire (X22), la circonférence de la tête passant sur la glabella et par l'occiput (X29), la circonférence pelvienne trochantérique (X38), la circonférence cuisse tiers inférieur (X40), la plus grande circonférence de l'avant-bras (X52), et la masse corporelle (X54). 74

Figure 31 : Identification d'informations 2D sur les radiographies : (a) limites postérieures des héli-thorax droit et gauche (2 contours) et 3 points sternaux sur la vue LAT ; (b) limites frontales des héli-thorax droit et gauche (2 contours) et 3 points sternaux sur la vue PA0.. 89

Figure 32 : (a) Repère de référence global du sujet : repère de référence lié à la posture du sujet attaché au bassin. Y' est défini par le centre des deux cotyles, et Z est vertical. (b) Repère local : attaché à la vertèbre. Y' est normal au plan médian de la vertèbre (défini à partir de points répartis sur les plateaux vertébraux, les facettes articulaires et les pédicules). Z est défini à partir des barycentres de points répartis sur le contour des plateaux vertébraux supérieur et inférieur. (a)(b) X est obtenu grâce à la relation $X = Y' \wedge Z$. Et Y est obtenu grâce à la relation $Y = Z \wedge X$ 90

Figure 33 : Paramètres locaux décrivant la forme (length : longueur de la ligne médiane, chord : longueur de la corde, area : aire interne, maximal width : épaisseur maximale) et l'orientation (frontal angle : angle frontal, lateral angle : angle latéral, \oplus : orientation angulaire positive) d'une côte isolée. 91

Figure 34 : Indices scoliotiques (SPI : indice de pénétration rachidienne surfacique, gibbosity : gibbosité) d'un arc costal isolé..... 92

Figure 35 : Comparaison avec l'étude de Dansereau et Stokes de paramètres costaux (mid-line length : longueur de la ligne médiane, chord length : longueur de la corde, et enclosed area : aire costale) : valeurs moyennes et barres d'écart-types. 99

Figure 36 : Zone sur le graphe Masse Corporelle/Taille couvrant l'ensemble des sujets l'étude : 'tranche' de la population sur laquelle les modèles sont généralisables. 103

Index des Tableaux

| | |
|--|-----------|
| <i>Tableau 1 : Etudes morphométriques in vitro décrivant les vertèbres cervicales, thoraciques et lombaires.....</i> | <i>5</i> |
| <i>Tableau 2 : Etudes morphométriques in vivo des vertèbres cervicales, thoraciques et lombaires.....</i> | <i>6</i> |
| <i>Tableau 3 : Etudes morphométriques in vivo de la cage thoracique.....</i> | <i>11</i> |
| <i>Tableau 4 : Différentes validations de reconstruction 3D à partir de CT-scan (Source Laporte, 2002).....</i> | <i>15</i> |
| <i>Tableau 5 : Synthèse des études de reconstruction 3D de vertèbres à partir de stéréoradiographie.....</i> | <i>22</i> |
| <i>Tableau 6 : Synthèse des études de reconstruction 3D du bassin à partir de la stéréoradiographie.....</i> | <i>23</i> |
| <i>Tableau 7 : Synthèse des études de reconstruction 3D de la cage thoracique à partir de la stéréoradiographie.....</i> | <i>23</i> |
| <i>Tableau 8 : Tableau de synthèse bibliographique sur l'estimation de la taille à partir de mesures externes des membres inférieurs.....</i> | <i>28</i> |
| <i>Tableau 9 : Tableau de synthèse bibliographique sur l'estimation de la taille à partir de mesures externes des membres supérieurs.....</i> | <i>29</i> |
| <i>Tableau 10 : Tableau de synthèse bibliographique sur les régressions reliant la taille à des mesures de divers structures internes.....</i> | <i>33</i> |
| <i>Tableau 11 : Population des volontaires. Le tableau fournit les valeurs moyennes (et écarts-types) de l'âge, la taille debout et assis, le poids, et le BMI. SmallF = sujets féminins petite taille ; MidM et TallM = respectiv. sujets masculins taille moyenne et grande taille ; hors catég. : sujets en-dehors des catégories SmallF, MidM, et TallM.....</i> | <i>37</i> |
| <i>Tableau 12 : Définition des 5e, 50e, et 95e percentiles (d'après Serre et coll., 2004b).....</i> | <i>37</i> |
| <i>Tableau 13 : Liste et définition des mesures externes, l'instrument utilisé pour réaliser la mesure est également mentionné (les mesures Nos 1, 10, 11, 12, 16, 17, 19, et 20 sont semblables à celles mesurées par Rebiffé et coll.).....</i> | <i>48</i> |
| <i>Tableau 14 : Ensemble des mesures externes pour les morphotypes SmallF, MidM et TallM : valeurs moyennes(SD) en cm (ou deg pour No.49, et kg pour No.54), et pour les trois sujets 5e F, 50e M et 95e M sélectionnés.....</i> | <i>55</i> |
| <i>Tableau 15 : Paramètres pelviens (en mm) pour les 3 sujets sélectionnés pour représenter les 5ème F, 50ème M et 95ème M percentiles en terme de taille et de masse.....</i> | <i>56</i> |
| <i>Tableau 16 : Largeur des plateaux supérieur et inférieur (EPWu et EPWl) (en mm) des vertèbres C3 à L5 pour les 3 sujets sélectionnés pour représenter les 5ème F, 50ème M et 95ème M percentiles en terme de taille et de masse.....</i> | <i>58</i> |
| <i>Tableau 17 : Profondeur des plateaux supérieur et inférieur (EPDu & EPDI) et hauteur médiane du corps vertébral (VBHm) (en mm) des vertèbres C3 à L5 pour les 3 sujets</i> | |

| | |
|---|-----------|
| <i>sélectionnés pour représenter les 5ème F, 50ème M et 95ème M percentiles en terme de taille et de masse.</i> | <i>58</i> |
| <i>Tableau 18 : Largeur et longueur de la corde des lignes médianes costales des niveaux T1 à T10 (en mm) pour les 3 sujets sélectionnés pour représenter les 5ème F, 50ème M et 95ème M percentiles en terme de taille et de masse (valeurs des côtés droit et gauche moyennées).</i> | <i>62</i> |
| <i>Tableau 19 : Valeurs moyennes (écart-type) des caractéristiques anthropométriques des sujets recrutés par catégorie.</i> | <i>69</i> |
| <i>Tableau 20 : Modèles anthropométriques EXT/EXT pour les sujets SmallF, MidM et TallM.</i> | <i>76</i> |
| <i>Tableau 21 : Modèles anthropométriques EXT-EXT pour chacun des morphotypes et pour lesquels $2*SEE(\%) < 5\%$ (les variables explicatives étant les dimensions principales externes).</i> | <i>78</i> |
| <i>Tableau 22 : Modèles anthropométriques EXT/INT pelviens.</i> | <i>79</i> |
| <i>Tableau 23 : Modèles anthropométriques EXT/INT pelviens pour chacun des morphotypes.</i> | <i>80</i> |
| <i>Tableau 24 : Modèles anthropométriques EXT/INT pour l'estimation des largeurs maximales costales (côté droit).</i> | <i>81</i> |
| <i>Tableau 25 : Modèles anthropométriques EXT/INT pour l'estimation de la profondeur du plateau inférieur (EPDI) des vertèbres lombaires.</i> | <i>82</i> |
| <i>Tableau 26 : Modèles anthropométriques EXT/INT pour l'estimation de la hauteur médiane du corps (VBHm) des vertèbres lombaires.</i> | <i>83</i> |
| <i>Tableau 27 : Modèles anthropométriques EXT/EXT pour l'estimation de la taille à partir de la hauteur du genou (position assise) : comparaison avec d'autres études sur des sujets Européens.</i> | <i>85</i> |
| <i>Tableau 28 : Résultats de la comparaison de forme intra- et inter-opérateur.</i> | <i>93</i> |
| <i>Tableau 29 : Résultats des comparaisons morphométriques intra et inter opérateur pour les paramètres locaux de forme et d'orientation (niveaux 2 à 10).</i> | <i>94</i> |
| <i>Tableau 30 : Résultats des comparaisons morphométriques intra et inter opérateur pour les paramètres globaux et indices scoliotiques.</i> | <i>95</i> |
| <i>Tableau 31 : Moyennes et écarts-types (SD) des paramètres locaux des côtes isolées et des arcs costaux.</i> | <i>96</i> |

Références

- Abdel-Aziz YI, Karara HM, 1971. Direct linear transformation from comparator coordinates into object space coordinates in close-range photogrammetry. *Symposium on close-range photogrammetry, Illinois, USA*.
- Abdel-Malek AK, Ahmed AM, el-Sharkawi SA, el-Hamid NA, 1990. Prediction of stature from hand measurements. *Forensic Sci Int* 46(3):181-7.
- al-Haboubi MH, 1998. The female/male ratio of anthropometric dimensions. *J Hum Ergol (Tokyo)* 27(1-2):9-16.
- Allbrook D, 1961. Estimation of stature in British and East African males. *J Forensic Med* 8:15-28.
- Andre B, Dansereau J, Labelle H, 1994. Optimized vertical stereo base radiographic setup for the clinical three-dimensional reconstruction of the human spine. *J Biomech* 27(8):1023-35.
- Aronson D, Kier R, 1991. CT pelvimetry: the foveae are not an accurate landmark for the level of the ischial spines. *AJR Am J Roentgenol* 156(3):527-30.
- Assi A, Saintonge R, Pomeroy V, Jolivet E, Bonneau D, Portero P, Skalli W (2004). Personalized Cervical Muscles 3D Geometry and Inter-Individual Volume Variations. XXIXème Congrès de la Société de Biomécanique, Créteil, 8 - 10 september.: Archives of Physiology and Biochemistry.
- Aubin CE, Describes JL, Dansereau J, Skalli W, Lavaste F, Labelle H, 1995. [Geometrical modeling of the spine and the thorax for the biomechanical analysis of scoliotic deformities using the finite element method]. *Ann Chir* 49(8):749-61.
- Aubin CE, Dansereau J, Parent F, Labelle H, de Guise JA, 1997. Morphometric evaluations of personalised 3D reconstructions and geometric models of the human spine. *Med Biol Eng Comput* 35(6):611-8.
- Baddeley H, Benson M, Liefman G, Singcharoen T, Siskind V, Soon K, Williams J, 1986. Measurement of liver volume using water delay ultrasonography. *Diagn Imaging Clin Med* 55(6):330-6.
- Badkur P, Nath S, 1990. Use of regression analysis in reconstruction of maximum bone length and living stature from fragmentary measures of the ulna. *Forensic Sci Int* 45(1-2):15-25.
- Bassey EJ, 1986. Demi-span as a measure of skeletal size. *Ann Hum Biol* 13(5):499-502.
- Behr M, Arnoux PJ, Serre T, Bidal S, Kang HS, Thollon L, Cavallero C, Kayvantash K, Brunet C, 2003. A human model for road safety: from geometrical acquisition to model validation with radioss. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 6(4):263-73.

- Bellemare F, Jeanneret A, Couture J, 2003. Sex differences in thoracic dimensions and configuration. *Am J Respir Crit Care Med* 168(3):305-12.
- Benameur S, Mignotte M, Parent S, Labelle H, Skalli W, de Guise J, 2003. 3D/2D registration and segmentation of scoliotic vertebrae using statistical models. *Comput Med Imaging Graph* 27(5):321-37.
- Benameur S, 2004. [Unsupervised 3D biplanar reconstruction of the scoliotic spine and rib cages using statistical models]. *Thèse de doctorat en mécanique, Ecole de Technologie Supérieure, Université du Québec, Canada*.
- Benameur S, Mignotte M, Destrempe F, De Guise J, 2004. Estimation of Mixture of Probabilistic PCA with Stochastic EM for the 3D Reconstruction of Scoliotic Rib Cage. *11th IEEE International Conference on Image Processing, ICIP'04, Singapore:2949-2952*.
- Benameur S, Mignotte M, Destrempe F, De Guise JA, 2005. Three-dimensional biplanar reconstruction of scoliotic rib cage using the estimation of a mixture of probabilistic prior models. *IEEE Trans Biomed Eng* 52(10):1713-28.
- Berry JL, Moran JM, Berg WS, Steffee AD, 1987. A morphometric study of human lumbar and selected thoracic vertebrae. *Spine* 12(4):362-7.
- Bertrand S, Skalli W, Delacherie L, Bonneau D, Kalifa G, Mitton D, 2005. External and internal geometry of European subjects. *Submitted to Ergonomics paper 04/207*.
- Bhatnagar DP, Thapar SP, Batish MK, 1984. Identification of personal height from the somatometry of the hand in Punjabi males. *Forensic Sci Int* 24(2):137-41.
- Birchall D, Hughes DG, Hindle J, Robinson L, Williamson JB, 1997. Measurement of vertebral rotation in adolescent idiopathic scoliosis using three-dimensional magnetic resonance imaging. *Spine* 22(20):2403-7.
- Boulay C, 1998. Morphométrie comparative anatomo-radiologique du bassin humain. [Master] *ENSAM Paris*.
- Breitinger E, 1938. Zur Berechnung der Körperhöhe aus den Langen Gliedmassenknochen. *Anthropol Anz* 14:249-274.
- Brinckmann P, Hoefert H, Jongen HT, 1981. Sex differences in the skeletal geometry of the human pelvis and hip joint. *J Biomech* 14(6):427-30.
- Bunnell WP, 1984. An objective criterion for scoliosis screening. *J Bone Joint Surg Am* 66(9):1381-7.
- Byers S, Akoshima K, Curran B, 1989. Determination of adult stature from metatarsal length. *Am J Phys Anthropol* 79(3):275-9.
- Campobasso CP, Di Vella G, Introna F, Jr., 1998. Using scapular measurements in regression formulae for the estimation of stature. *Boll Soc Ital Biol Sper* 74(7-8):75-82.

- Canny JF, 1986. A computational approach to edge detection. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence* 8(6):679-697.
- Champain N, 1999. Analyse biomécanique de la posture de patients scoliotiques. *Mémoire de DEA, ENSAM, Paris*.
- Chandler RF, Clauser CE, McConville JT, Reynolds HM, Young JW, 1975. Investigation of inertial properties of the human body. Technical Report no. DOT HS-801 430. *Aerospace Medical Research Laboratory. Aerospace Medical Division. Wright-Patterson Air Force Base, OHIO*.
- Cheng HS, See LC, Shieh YH, 2001. Estimating stature from knee height for adults in Taiwan. *Chang Gung Med J* 24(9):547-56.
- Chiarelli B, 1977. On the Secular Trend of Stature: A Body-Constitution Interpretation. *Curr Anthropol* 18(3):524-526.
- Chiba M, Terazawa K, 1998. Estimation of stature from somatometry of skull. *Forensic Sci Int* 97(2-3):87-92.
- Choi BY, Chae YM, Chung IH, Kang HS, 1997. Correlation between the postmortem stature and the dried limb-bone lengths of Korean adult males. *Yonsei Med J* 38(2):79-85.
- Clauser CE, McConville JT, Young JW, 1969. Weight, volume, and center of mass of segments of the human body. Technical Report no. AMLR-TR-69-70. *Aerospace Medical Research Laboratory. Aerospace Medical Division. Wright-Patterson Air Force Base, OHIO*.
- Coblentz A, Ignazi G, 1979. Banque de Données Internationales de Biométrie Humaine et d'Ergonomie: ERGODATA. *Informatique et Sciences Humaines* 10(42):11-37.
- Coblentz A, Ignazi G, Amphoux M, 1980. ERGODATA: de la recherche pure aux applications quotidiennes. *Journées d'Informatique Médicale. Toulouse. 6-9 Mai 1980*:155-164.
- Coblentz A, Ignazi G, Mollard R, Prudent J, 1990a. Prise en compte des aspects morphologiques des personnels féminins des armées. Application à la conception d'un couvre-face. *Le recrutement, la sélection, l'entraînement et les opérations militaires du personnel navigant féminin, Tours, 4-5 Avril 1990.- Neuilly-sur-Seine: AGARD*:14-1 à 14-7.
- Coblentz A, Mollard R, Ignazi G, 1990b. Normes anthropométriques et sélection de personnels navigants féminin français. *Le recrutement, la sélection, l'entraînement et les opérations militaires du personnel navigant féminin, Tours, 4-5 Avril 1990.- Neuilly-sur-Seine: AGARD*:16-1 à 16-11.
- Coblentz A, Mollard R, Ignazi G, 1991. Three-dimensional face shape analysis of French adults, and its application to the design of protective equipment. *Ergonomics* 34(4):497-517.
- Colombini D, Occhipinti E, Grieco A, Faccini M, 1989. Estimation of lumbar disc areas by means of anthropometric parameters. *Spine* 14(1):51-5.

- Cootes TF, Taylor CJ, 1992. Active shape models - 'smart snakes'. *British Machine Conference*:266-275.
- Cootes TF, Taylor CJ, Cooper DH, Graham J, 1992. Training models shape from sets of examples. *British Machine Conference*:9-18.
- Cote P, Kreitz BG, Cassidy JD, Dzus AK, Martel J, 1998. A study of the diagnostic accuracy and reliability of the Scoliometer and Adam's forward bend test. *Spine* 23(7):796-802; discussion 803.
- Cotterill PC, Kostuik JP, D'Angelo G, Fernie GR, Maki BE, 1986. An anatomical comparison of the human and bovine thoracolumbar spine. *J Orthop Res* 4(3):298-303.
- Dai L, 1996. Radiographic measurements of the heights of vertebral bodies in thoracic and lumbar spine. *Chin Med Sci J* 11(2):117-9.
- Dansereau J, Stokes IA, 1988. Measurements of the three-dimensional shape of the rib cage. *J Biomech* 21(11):893-901.
- Dansereau J, Chabot A, Huynh NT, Labelle H, de Guise JA, 1995. 3-D reconstruction of vertebral end-plate wedging. Three-dimensional Analysis of Spinal Deformities. D'Amico et al. *IOS Press*.
- De Mendonca MC, 2000. Estimation of height from the length of long bones in a Portuguese adult population. *Am J Phys Anthropol* 112(1):39-48.
- Delorme S, 1996. Application du krigeage pour l'habillage et la personnalisation du modèle géométrique de la scoliose. *Mémoire de maîtrise de l'Ecole Polytechnique de l'Université de Montréal, Canada*.
- Delorme S, Labelle H, Poitras B, Rivard CH, Coillard C, Dansereau J, 2000. Pre-, intra-, and postoperative three-dimensional evaluation of adolescent idiopathic scoliosis. *J Spinal Disord* 13(2):93-101.
- Delorme S, Violas P, Dansereau J, de Guise J, Aubin CE, Labelle H, 2001. Preoperative and early postoperative three-dimensional changes of the rib cage after posterior instrumentation in adolescent idiopathic scoliosis. *Eur Spine J* 10(2):101-7.
- Dempster WT, 1955. Space requirements of the seated operator. WADC Technical Report 55-159. *Aerospace Medical Research Laboratory. Aerospace Medical Division. Wright-Patterson Air Force Base, OHIO*.
- Diehl J, Holmberg NG, 1968. The assimilation pelvis--a radiological and obstetrical study. I. Radiological part. *Acta Obstet Gynecol Scand* 47:Suppl 7:5-33.
- Dinh D, 2004. Analyse morphométrique à partir de reconstruction 3D. *Mémoire de PFE (2003-2004), LBM, ENSAM, Paris*.

- Dubousset J, Wicart P, Pomero V, Barois A, Estournet B, 2003. Spinal penetration index: new three-dimensional quantified reference for lordoscoliosis and other spinal deformities. *J Orthop Sci* 8(1):41-9.
- Dubousset J, Charpak G, Dorion I, Skalli W, Lavaste F, de Guise JA, Kalifa G, Ferey S, 2005. Une nouvelle imagerie ostéo-articulaire basse dose en position debout: le système EOS. *Radioprotection* 40(2):245-255.
- Dumas R, Mitton D, Laporte S, Dubousset J, Steib JP, Lavaste F, Skalli W, 2003. Explicit Calibration Method and Specific Device Designed for Stereoradiography. *Journal of Biomechanics* 36(6):827- 834.
- Dumas R, Aissaoui R, Mitton D, Skalli W, de Guise JA, 2004. Personalized body segment parameters from bi-planar low dose radiography. *Submitted*.
- Dupertuis CW, Hadden JA, Jr., 1951. On the reconstruction of stature from long bones. *Am J Phys Anthropol* 9(1):15-53.
- Erkula G, Sponseller PD, Kiter AE, 2003. Rib deformity in scoliosis. *Eur Spine J* 12(3):281-7.
- Evans SC, Edgar MA, Hall-Craggs MA, Powell MP, Taylor BA, Noordeen HH, 1996. MRI of 'idiopathic' juvenile scoliosis. A prospective study. *J Bone Joint Surg Br* 78(2):314-7.
- Fleute M, Lavalée S, 1999. Nonrigid 3D/2D registration of images using statistical model. *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*. 38(-):138-147.
- Flügel B, Greil H, Sommer K, 1986. Anthropologischer Atlas: Alters- und Geschlechtsvariabilität des Menschen: Grundlagen und Daten. *Edition Wötzel, Frankfurt am Main*.
- Francis CC, 1955. Dimensions of the cervical vertebrae. *Anat Rec* 122(4):603-9.
- Gaivoronskii IV, Zaburchik EP, Gaivoronskii AV, Neronov RV, 2001. [Mathematic modeling of the shape and size of the ethmoidal labyrinth]. *Morfologija* 119(3):86-9.
- Gauvin C, Dansereau J, Petit Y, de Guise JA, Labelle H, 1998. Reconstruction radiographique 3D personnalisée du bassin humain. *Annales de Chirurgie* 52(8):744-751.
- Genoves S, 1967. Proportionality of long bones and their relation to stature among Mesoamericans. *Am J Phys Anthropol* 26:67-78.
- Gilad I, Nissan M, 1986. A study of vertebra and disc geometric relations of the human cervical and lumbar spine. *Spine* 11(2):154-7.
- Gladisch R, Elfner R, Schlauch D, Filser T, Heene DL, 1988. A simple technique for sonographic estimation of liver volume. *Z Gastroenterol* 26(11):694-8.
- Gordon CC, Buikstra JE, 1992. Linear models for the prediction of stature from foot and boot dimensions. *J Forensic Sci* 37(3):771-82.

- Gralla G, Mikusek J, Fudali M, 1993. Attempt to reconstruct body stature basing on circumferences of long bones in fossil body remains. *Folia Morphol (Warsz)* 52(4):217-22.
- Gray H, 1942. *Anatomy of the Human Body. (Edited by Levis, W.H.)* Lea & Febiger, Philadelphia.
- Greulich WW, Thoms H, Twaddle RC, 1939. A study of pelvic type and its relationship to body build in white women. *JAMA* 112:485-493.
- Guillemot H, 1997. Etude biomécanique du bassin en choc latéral automobile. *Thèse de doctorat. Ecole Nationale Supérieure d'Arts et Métiers, Paris.*
- Han TS, Lean ME, 1996. Lower leg length as an index of stature in adults. *Int J Obes Relat Metab Disord* 20(1):21-7.
- Herron RE, Cuzzi JR, Goulet DV, et al., 1974. Experimental determination of mechanical features of children and adults. Final Report. DOT-HS-231-2-397. *Biostereometrics Laboratory, Texas Institute for Rehabilitation and Research, Baylor University, Houston, Texas.*
- Hilloowala RA, Trent RB, Pifer RG, 1998. Interrelationships of brain, cranial base and mandible. *Cranio* 16(4):267-74.
- Himes JH, Yarbrough C, Martorell R, 1977. Estimation of stature in children from radiographically determined metacarpal length. *J Forensic Sci* 22(2):452-5.
- Hohne KH, Pflesser B, Pommert A, Riemer M, Schubert R, Schiemann T, Tiede U, Schumacher U, 2001. A realistic model of human structure from the visible human data. *Methods Inf Med* 40(2):83-9.
- Holland EL, Cran GW, Elwood JH, Pinkerton JH, Thompson W, 1982. Associations between pelvic anatomy, height and year of birth of men and women in Belfast. *Ann Hum Biol* 9(2):113-20.
- Holland TD, 1995. Brief communication: estimation of adult stature from the calcaneus and talus. *Am J Phys Anthropol* 96(3):315-20.
- Hunt EEJ, 1958. Human Growth and Body Form in Recent Generations. *American Anthropologist* 60(No.1, Part.1):118-131.
- IFTH, 2003. Campagne Nationale de Mensuration 2003-2004. <http://www.ifth.org/mensuration/> Last accessed on December 2004.
- Ignazi G, 1967. Différences anthropométriques et milieux socio-professionnels. *Biométrie Humaine* 11(1-2):57-66.
- Ignazi G, Pineau H, Coblenz A, 1974. Evolution de la stature: Perspectives pour les jeunes adultes en 1985. Communication à la Société Anatomique. Paris. 25 Octobre. *Archives d'Anatomie Pathologique* 22(4):313-318.

- Ince JGH, Young M, 1940. The bony pelvis and its influence on labour: a radiological and clinical study of 500 women. *J Obstet Gynaecol Br Emp* 47:130-190.
- Introna F, Jr., Di Vella G, Petrachi S, 1993a. [Determination of height in life using multiple regression of skull parameters]. *Boll Soc Ital Biol Sper* 69(3):153-60.
- Introna F, Jr., Stasi AM, Dragone M, 1993b. [Determination of height from tibia fragments]. *Boll Soc Ital Biol Sper* 69(9):509-16.
- Jantz RL, 1992. Modification of the Trotter and Gleser female stature estimation formulae. *J Forensic Sci* 37(5):1230-5.
- Jason DR, Taylor K, 1995. Estimation of stature from the length of the cervical, thoracic, and lumbar segments of the spine in American whites and blacks. *J Forensic Sci* 40(1):59-62.
- Jit I, Singh S, 1956. Estimation of stature from clavicles. *Indian J Med Res* 44(1):137-55.
- Jorgensen MJ, Marras WS, Smith FW, Pope MH, 2005. Sagittal plane moment arms of the female lumbar region rectus abdominis in an upright neutral torso posture. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 20(3):242-6.
- Jurgens HW, Aune IA, Pieper U, 1990. International Data on Anthropometry. *Anthropometry, Occupational and Health Series* 65:International Labor Office, Geneva.
- Kaarma H, 1995. Complex statistical characterization of women's body measurements. *Anthropol Anz* 53(3):239-44.
- Kalifa G, Charpak Y, Maccia C, Fery-Lemonnier E, Bloch J, Boussard JM, Attal M, Dubousset J, Adamsbaum C, 1998. Evaluation of a new low-dose digital x-ray device: first dosimetric and clinical results in children. *Pediatr Radiol* 28(7):557-61.
- Kartsounis GA, Magnenat-Thalmann N, Rodrian H-C, 2000. E-tailor: Integration of 3D Scanners, CAD and Virtual-Try-on Technologies for Online Retailing of Made-to-Measure Garments. http://www.atc.gr/e-tailor/e-Tailor_Paper.PDF Last accessed on December 2004.
- Kate BR, Mujumdar RD, 1976. Stature estimation from femur and humerus by regression and autometry. *Acta Anat (Basel)* 94(2):311-20.
- Keen EN, 1953. Estimation of stature from long bones. *J Forensic Med* 2:190-197.
- Keller TM, Rake A, Michel SC, Seifert B, Efe G, Treiber K, Huch R, Marincek B, Kubik-Huch RA, 2003. Obstetric MR pelvimetry: reference values and evaluation of inter- and intraobserver error and intraindividual variability. *Radiology* 227(1):37-43.
- Koubaa W, Defives T, Pierunek M, Simonet J, Skalli W, Lavaste F, 1995. Modélisation tridimensionnelle par éléments finis de la jonction thoraco-lombaire. *Rachis* 7(4):181-196.

- Krag MH, Weaver DL, Beynon BD, Haugh LD, 1988. Morphometry of the thoracic and lumbar spine related to transpedicular screw placement for surgical spinal fixation. *Spine* 13(1):27-32.
- Kwon BK, Song F, Morrison WB, Grauer JN, Beiner JM, Vaccaro AR, Hilibrand AS, Albert TJ, 2004. Morphologic evaluation of cervical spine anatomy with computed tomography: anterior cervical plate fixation considerations. *J Spinal Disord Tech* 17(2):102-7.
- Labelle H, Dansereau J, Bellefleur C, Jequier JC, 1995a. Variability of geometric measurements from three-dimensional reconstructions of scoliotic spines and rib cages. *Eur Spine J* 4(2):88-94.
- Labelle H, Dansereau J, Bellefleur C, Poitras B, Rivard CH, Stokes IA, de Guise J, 1995b. Comparison between preoperative and postoperative three-dimensional reconstructions of idiopathic scoliosis with the Cotrel-Dubousset procedure. *Spine* 20(23):2487-92.
- Laporte S, Mitton D, Ismael B, de Fouchecour M, Lasseau JP, Skalli W, 2000. Quantitative morphometric study of thoracic spine. A preliminary parameters statistical analysis. *Eur J orthop Surg Traumatol* 10:85-91.
- Laporte S, 2002. Reconstruction 3D du squelette humain pour la biomécanique par radiographie biplane à dose minimale d'irradiation. *Thèse de doctorat. Ecole Nationale Supérieure d'Arts et Métiers, Paris.*
- Laporte S, Skalli W, de Guise JA, Lavaste F, Mitton D, 2003. A biplanar reconstruction method based on 2D and 3D contours: application to the distal femur. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 6(1):1-6.
- Laporte S, Skalli W, Aubert B, Bertrand S, Mitton D (2004a). 3D Reconstruction of The Rib Cage From Biplanar X-Rays. Proceedings of the 18th International Congress and Exhibition of CARS (Computer Assisted Radiology and Surgery), Chicago, USA, June 23th - 26th: Elsevier.
- Laporte S, Skalli W, Aubert B, Bertrand S, Mitton D, 2004b. Rib cage tridimensionnal reconstruction from stereoradiography. *Archives of Physiology and Biomechanics - Congrès SB - PARIS 2004 - 8-10 september*. 112(suppl. sept):21.
- Le Bras A, Laporte S, Mitton D, de Guise JA, Skalli W, 2003. Three-dimensional (3D) detailed reconstruction of human vertebrae from low-dose digital stereoradiography. *Eur J orthop Surg Traumatol* 13:57-62.
- Leiviska T, Videman T, Nurminen T, Troup JD, 1985. Radiographic versus direct measurements of the spinal canal at lumbar vertebrae L3-L5 and their relations to age and body stature. *Acta Radiol Diagn (Stockh)* 26(4):403-11.
- Lin IS, Lee CL, Wu JL, Wang CF, Liu CG, Lee YT, 1992. [Comparison of body height and vertebral column length in Chinese parturients]. *Ma Zui Xue Za Zhi* 30(1):21-5.

Liu YK, Clark CR, Krieger KW, 1986. Quantitative geometry of young human male cervical vertebrae. Mechanism of Head and Spine Trauma. Edited by A Sances, Jr., DL Thomas, CL Ewins, SJ Larson, F Unterharnscheidt. New York, Goshen.:417-431.

Lötjönen J, Reissman P-J, Magnin IE, Katila T, 1999. Model extraction from magnetic resonance volume data using the deformable pyramid. *Medical Image Analysis* 3(4):387-406.

Lundy JK, 1985. The mathematical versus anatomical methods of stature estimate from long bones. *Am J Forensic Med Pathol* 6(1):73-6.

Mall G, Hubig M, Buttner A, Kuznik J, Penning R, Graw M, 2001. Sex determination and estimation of stature from the long bones of the arm. *Forensic Sci Int* 117(1-2):23-30.

Maurel, 1993. Modélisation géométrique et mécanique tridimensionnelle par éléments finis du rachis cervical inférieur. *Thèse de doctorat. Ecole Nationale Supérieure d'Arts et Métiers, Paris, 1993.*

McConville JT, Churchill TD, 1980. Anthropometric relationships of body and body segment moments of inertia. Report no.AFAMRL-TR-80-119. *Aerospace Medical Research Laboratory. Aerospace Medical Division. Wright-Patterson Air Force Base, OHIO.*

Meadows L, Jantz RL, 1992. Estimation of stature from metacarpal lengths. *J Forensic Sci* 37(1):147-54.

Miller AJ, 1990. Subset selection in regression. Monographs on statistics and applied probability 40. *Chapman & Hall, London.*

Mitton D, Landry C, Veron S, Skalli W, Lavaste F, De Guise JA, 2000. 3D reconstruction method from biplanar radiography using non-stereocorresponding points and elastic deformable meshes. *Med Biol Eng Comput* 38(2):133-9.

Mitton D, Chauvet M, Laporte S, Yang C, Bertrand S, Zhao C, Zhao K, An K-N, Skalli W, 2004a. Evaluation of 3D reconstruction of the rib cage from biplanar radiography. *Proceedings of 28th annual meeting of ASB, 8-11 sept. 2004, Portland, Oregon, USA.*

Mitton D, Deschênes S, Laporte S, Godbout B, Le Bras A, Skalli W, de Guise JA (2004b). Reconstruction 3D du bassin à partir de radiographies biplanaires: étude préliminaire. 72ème Congrès A.C.F.A.S. (Association francophone pour le savoir). Colloque 120. Imagerie médicale et évaluation fonctionnelle du système ostéo-articulaire., Université du Québec à Montréal (U.Q.A.M.), 10 - 12 mai.

Mitton D, Deschênes S, Laporte S, Godbout B, Bertrand S, de Guise JA, Skalli W, 2005. 3D reconstruction of the pelvis from bi-planar radiography. *Submitted to Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering.*

Mitulescu A, 2001. Contribution à la reconstruction tridimensionnelle du rachis et du bassin à partir de la stéréoradiographie conventionnelle et basse dose (Charpak). *Thèse de doctorat. Ecole Nationale Supérieure d'Arts et Métiers, Paris.*

Mitulescu A, Semaan I, De Guise JA, Leborgne P, Adamsbaum C, Skalli W, 2001. Validation of the non-stereo corresponding points stereoradiographic 3D reconstruction technique. *Med Biol Eng Comput* 39(2):152-8.

Mitulescu A, Skalli W, Mitton D, De Guise JA, 2002. Three-dimensional surface rendering reconstruction of scoliotic vertebrae using a non stereo-corresponding points technique. *Eur Spine J* 11(4):344-52.

Mollard R, Pineau JC, Coblenz A, 1983a. Stereophotogrammetric study of a sample of 50 young french males. *American Journal of Physical Anthropology* 60(2):22.

Mollard R, Pineau JC, Ignazi G, Coblenz A, 1983b. Biostéréométrie du corps humain. Apport de la photogrammétrie dans la connaissance des dimensions et de la forme corporelle. *Cahiers d'Anthropologie et Biométrie Humaine* 1(1):1-17.

Mollard R, Sauvignon M, Pineau JC, 1983c. Biostereometric study of a sample of 50 young adults by photogrammetry. *Biostereometrics' 82 / R.E. Herron ed.- Bellingham: The Society of Photo-Optical Instrumentation Engineers, 1983 (SPIE Proceedings, 361):234-240.*

Mollard R, Hennion PY, Coblenz A, 2000a. Morphological evolution of French military personnels. *Proceedings of the XIVth Triennial Congress of the International Ergonomics Association and the 44th Annual Meeting of the Human Factors and Ergonomics Society "Ergonomics for the New Millennium", San Diego (Etats-Unis), July 29-August 4, Santa Monica: The Human Factors Society* 6:744-747.

Mollard R, Hennion PY, Vernay J, Coblenz A, 2000b. ERGODATA: a dedicated database system for digital human modeling and ergonomics studies. *SAE International "Digital human modeling for design and engineering. The Hague (Netherlands) 18 -20 May (CD-ROM).*

Mollard R, 2002. Shape modelling driven by the product design. *CARS 2002./ H.U. Lemke ed.; M.W. Vannier ed.; K. Inamura ed.; A.G. Farman ed.; K. Doi ed.; J.H.C. Reiber ed.- Springer:559-564.*

Mollard R, Hennion PY, 2002. The World Engineering Anthropometry Resource (WEAR) project. *6ème Symposium Franco-Chinois sur l'Ergonomie et la Conception de Produits, Paris, France, 9-11 Septembre.*

Mollard R, 2003. How to Process Anthropometric Data to fit with end-user requests. *Proceedings of the XVth Triennial Congress of the International Ergonomics Association and The 7th Joint Conference of Ergonomics Society of Korea / Japan Ergonomics Society "Ergonomics in the Digital Age" August 24-29, Seoul, Korea.*

Moss S, Wang Z, Salloum M, Reed M, Van Ratingen M, Cesari D, Scherer R, Uchimura T, Beusenbergh M, 2000. Anthropometry for WorldSID, a World-Harmonized Midsize Male Side Impact Crash Dummy. *Proceedings SAE Government Industry Meeting and Exposition SAE Paper 2000-01-2202:June 19-21, Washington D.C., USA.*

Munoz JI, Linares-Iglesias M, Suarez-Penaranda JM, Mayo M, Miguens X, Rodriguez-Calvo MS, Concheiro L, 2001. Stature estimation from radiographically determined long bone length in a Spanish population sample. *J Forensic Sci* 46(2):363-6.

Munuera N, 2004. Analyse morphométrique de vertèbres à partir de reconstruction 3D. *Mémoire de DEA, ENSAM, Paris*.

Musgrave JH, Harneja NK, 1978. The estimation of adult stature from metacarpal bone length. *Am J Phys Anthropol* 48(1):113-9.

Nagashima M, Inoue K, Sasaki T, Miyasaka K, Matsumura G, Kodama G, 1998. Three-dimensional imaging and osteometry of adult human skulls using helical computed tomography. *Surg Radiol Anat* 20(4):291-7.

Niederer C, Sonnenberg A, Muller JE, Erckenbrecht JF, Scholten T, Fritsch WP, 1983. Sonographic measurements of the normal liver, spleen, pancreas, and portal vein. *Radiology* 149(2):537-40.

Nissan M, Gilad I, 1984. The cervical and lumbar vertebrae--an anthropometric model. *Eng Med* 13(3):111-4.

Nodé-Langlois L, 2003. Développement d'un système informatique d'assistance à la chirurgie du membre inférieur. *Thèse de doctorat. Ecole Nationale Supérieure d'Arts et Métiers, Paris*.

Olivier G, Pineau H, 1957. Biometrie du scapulum; asymetrie, correlations et differences sexuelles. *Arch Anat Paris* 33:67-88.

Openshaw P, Edwards S, Helms P, 1984. Changes in rib cage geometry during childhood. *Thorax* 39(8):624-627.

Ozaslan A, Iscan MY, Ozaslan I, Tugcu H, Koc S, 2003. Estimation of stature from body parts. *Forensic Sci Int* 132(1):40-5.

Panjabi MM, Duranceau J, Goel V, Oxland T, Takata K, 1991a. Cervical human vertebrae. Quantitative three-dimensional anatomy of the middle and lower regions. *Spine* 16(8):861-9.

Panjabi MM, Takata K, Goel V, Federico D, Oxland T, Duranceau J, Krag M, 1991b. Thoracic human vertebrae. Quantitative three-dimensional anatomy. *Spine* 16(8):888-901.

Panjabi MM, Goel V, Oxland T, Takata K, Duranceau J, Krag M, Price M, 1992. Human lumbar vertebrae. Quantitative three-dimensional anatomy. *Spine* 17(3):299-306.

Parent S, Labelle H, Skalli W, Latimer B, de Guise J, 2002. Morphometric analysis of anatomic scoliotic specimens. *Spine* 27(21):2305-11.

Paturet G, 1951. "Traité d'anatomie humaine - Tome I - Ostéologie, Arthrologie, Myologie". *Ed Masson, Paris*.

Pearcy MJ, 1985. Stereo Radiography of Lumbar Spine Motion. *Acta Orthop Scand Suppl*:212-256.

Pearson K, 1898. On the reconstruction of the stature of prehistoric races. *Philos Trans R Soc* 192(A):169-244.

Pelin IC, Duyar I, 2003. Estimating stature from tibia length: a comparison of methods. *J Forensic Sci* 48(4):708-12.

Perie D, Sales De Gauzy J, Sevely A, Hobatho MC, 2001. In vivo geometrical evaluation of Cheneau-Toulouse-Munster brace effect on scoliotic spine using MRI method. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 16(2):129-37.

Pineau JC, Coblenz JF, 1983. Population de référence et constitution d'échantillons. Méthodes. Exemples. *Coloquio Franco Brasileiro de Ergonomia e Biometria, Campinas, 3-5 Agosto 1983. Campinas: UNICAMP* 1.

Plamondon A, Gagnon M, Maurais G, 1988. Application of a stereoradiographic method for the study of intervertebral motion. *Spine* 13(9):1027-32.

Pomero V, Mitton D, Laporte S, de Guise JA, Skalli W, 2004. Fast accurate stereoradiographic 3D-reconstruction of the spine using a combined geometric and statistic model. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 19(3):240-7.

Radoinova D, Tenekedjiev K, Yordanov Y, 2002. Stature estimation from long bone lengths in Bulgarians. *Homo* 52(3):221-32.

Rebiffe R, Guillien J, Pasquet P, 1982. "Enquête anthropométrique sur les conducteurs français". *Laboratoire de physiologie et de biomécanique de l'association Peugeot-Renault, France*.

Reynolds HM, Snow CC, Young JW, 1982. "Spatial geometry of the human pelvis", Technical Report n° FAA-AM-82-9. *FAA Civil Aeromedical Institute, Oklahoma City, Oklahoma*.

Roberts SB, Chen PH, 1970. On some geometric properties of human ribs-I. *Proceedings of Symposium on Biodynamic Models and their Applications, Oct. 26-28, Dayton OHIO. Paper No.13. Wright-Patterson AFB Report AMRL-TR-71-29:403-427*.

Roberts SB, Chen PH, 1972. Global geometric characteristics of typical human ribs. *J Biomech* 5(2):191-201.

Rosenberg KR, 1988. The functional significance of Neandertal pubic length. *Curr Anthropol* 29:595-617.

Rother P, Kruger G, Schramek G, 1985. [Proportions of the femur and humerus in relation to bone length]. *Anat Anz* 160(1):65-76.

Ruan JS, Khalil T, King AI, 1994. Dynamic response of the human head to impact by three-dimensional finite element analysis. *J Biomech Eng* 116(1):44-50.

- Rude J, Mertzlufft FO, 1987. Correlation coefficients in human skulls: significant sexual differences. *Anthropol Anz* 45(4):371-5.
- Ruff CB, Trinkaus E, Holliday TW, 1997. Body mass and encephalization in Pleistocene Homo. *Nature* 387(6629):173-6.
- Ruff CB, 2000. Body mass prediction from skeletal frame size in elite athletes. *Am J Phys Anthropol* 113(4):507-17.
- Salamon A, Salamon T, Sef D, Jo-Osvatic A, 2004. Morphological characteristics of the acetabulum. *Coll Antropol* 28 Suppl 2:221-6.
- Saxena SK, 1984. A study of correlations and estimation of stature from hand length, hand breadth and sole length. *Anthropol Anz* 42(4):271-6.
- Schroeder CF, Schmidtke SZ, Bidez MW, 1997. Measuring the human pelvis: a comparison of direct and radiographic techniques using a modern United States--based sample. *Am J Phys Anthropol* 103(4):471-9.
- Schultz AB, Benson DR, Hirsch C, 1974. Force-deformation properties of human ribs. *J Biomech* 7(3):303-9.
- Scoles PV, Linton AE, Latimer B, Levy ME, Digiovanni BF, 1988. Vertebral body and posterior element morphology: the normal spine in middle life. *Spine* 13(10):1082-6.
- Selvik G, 1989. Roentgen stereophotogrammetry. A method for the study of the kinematics of the skeletal system. *Acta Orthop Scand Suppl* 232:1-51.
- Semaan I, Skalli W, Veron S, Templier A, Lassau JP, Lavaste F, 2001. [Quantitative 3D anatomy of the lumbar spine]. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 87(4):340-53.
- Serre T, Brunet C, Bidal S, Behr M, Ghannouchi SE, Chabert L, Durand F, Cavallero C, Bonnoit J, 2003. The seated man: geometry acquisition and three-dimensional reconstruction. *Surg Radiol Anat* 24(6):382-7.
- Serre T, Allimant A, Ben Regaya L, Brunet C, Bruyere K, Vezin P, Verriest JP, Mitton D, Bertrand S, Skalli W, Bekkour T, Thollon L, Kayvantash K, 2004a. Set of human body meshes for road safety. *Proceedings of 3D Human Modelling Congress, 28-29 April 2004, UIC, Paris, Harbour Conferences France B.P. 80126 - 35801 Dinard*.
- Serre T, Allimant A, Mitton D, Bertrand S, Bruyere K, 2004b. Main parameters defining the external and internal human body geometry. Deliverable D02 of Task 1.2. Ref.:1SER-040209-E1-DB1. *HUMOS 2 project - G3RD-CT-2002-00803*.
- Serre T, Bekkour T, 2005. Scaling Technique. Deliverable D03 of Task 1.3. Ref.:1MED-050315-E1-DA. *HUMOS 2 project - G3RD-CT-2002-00803*.
- Shinoto A, Ohtsuka Y, Inoue S, Idesawa M, Yatagi T, 1981. Quantification of analysis of scoliosis and kyphosis by Moiré method. *Moiré Fringe Topography and Spinal Deformity*.

Edited by Moreland, M. S., Pope, M. H. and Armstrong, G.W. Pergamon Press, New York(-):206.

Shintaku K, Furuya Y, 1990. [Estimation of stature based on the proximal phalangeal length of Japanese women's hands]. *J Uoeh* 12(2):215-9.

Singh B, Sohal HS, 1952. Estimation of stature from clavicle in Punjabis; a preliminary report. *Indian J Med Res* 40(1):67-71.

Stevensen P, 1929. On racial difference in stature long bone regression formulae, with special references to stature reconstruction formulae for Chinese. *Biometrika* 21:303-321.

Stewart TD, 1940. Some historical implications of physical anthropology in North America. Smithsonian Institution. *Miscellaneous Collection* 100:15-50.

Stokes IA, Wilder DG, Frymoyer JW, Pope MH, 1981. 1980 Volvo award in clinical sciences. Assessment of patients with low-back pain by biplanar radiographic measurement of intervertebral motion. *Spine* 6(3):233-40.

Surville JM, 2004. Ergonomics. Bodyscanner capabilities. Standard postures and automatic measurements. *Proceedings of 3D Human Modelling Congress, Paris, France*.

Tague RG, 2000. Do big females have big pelves? *Am J Phys Anthropol* 112(3):377-93.

Telkkä A, 1950. On the prediction of human stature from long bones. *Acta Anat (Basel)* 9:103-117.

Terazawa K, Takatori T, Mizukami K, Tomii S, 1985. Estimation of stature from somatometry of vertebral column in Japanese. *Jpn. J. Legal Med.* 39(-):35-40.

Terazawa K, Akabane H, Gotouda H, Mizukami K, Nagao M, Takatori T, 1990. Estimating stature from the length of the lumbar part of the spine in Japanese. *Med Sci Law* 30(4):354-7.

Testut L, Latarget A, 1948. "Traité d'anatomie humaine - Tome I". *Ed G. Doin & Cie, Paris*.

Tibbetts GL, 1981. Estimation of stature from the vertebral column in American Blacks. *J Forensic Sci* 26(4):715-23.

Tikuisis P, Meunier P, Jubenville CE, 2001. Human body surface area: measurement and prediction using three dimensional body scans. *Eur J Appl Physiol* 85(3-4):264-71.

Tipping ME, Bishop CM, 1999a. Probabilistic principal component analysis. *Journal of the Royal Statistical Society: Series B* 21(3):611-622.

Tipping ME, Bishop CM, 1999b. Mixtures of probabilistic principal component analysers. *Neural Computation* 11(2):443-482.

Trochu F, 1993. Contouring program based on dual kriging interpolation. *Eng. Comput.* 9:160-177.

- Trotter M, Gleser G, 1952a. Estimation of stature from long bones of American Whites and Negroes. *Am J Phys Anthropol* 10(-):463-514.
- Trotter M, Gleser GC, 1952b. A re-evaluation of estimation based on measurements of stature taken during life and of long bones after death. *Am J Phys Anthropol* 16(-):79-123.
- Trotter M, Gleser G, 1977. Corrigenda to "Estimation of stature from long bones of American Whites and Negroes." *American Journal of Physical Anthropology* (1952). *Am J Phys Anthropol* 30(-):145-149.
- van Bodegom JW, Kuiper JW, van Rijn RR, van Kuijk C, Zwamborn AW, Grashuis JL, 1998. Vertebral dimensions: influence of X-ray technique and patient size on measurements. *Calcif Tissue Int* 62(3):214-8.
- Verneau R, 1875. Le bassin dans les sexes et dans les races. *Ballière, Paris*.
- Veron S, 1997. Modélisation géométrique et mécanique tridimensionnelle par éléments finis du rachis cervical supérieur. *Thèse de doctorat. Ecole Nationale Supérieure d'Arts et Métiers, Paris*.
- VHP, 1986. Visible Human Project.
http://www.nlm.nih.gov/research/visible/visible_human.html Last accessed on August 2005.
- Walrath DE, Glantz MM, 1996. Sexual dimorphism in the pelvic midplane and its relationship to Neandertal reproductive patterns. *Am J Phys Anthropol* 100(1):89-100.
- Wang X, Dolivet C, Brunel N, Minguy JL, 2000. Ergonomic evaluation of a crane cabin using a computerized human model. *SAE international conference and exposition of digital human modeling for design and engineering* SAE paper 2000-01-2162:June 6-8, Dearborn, Michigan.
- Wever DJ, Veldhuizen AG, Klein JP, Webb PJ, Nijenbanning G, Cool JC, v Horn JR, 1999. A biomechanical analysis of the vertebral and rib deformities in structural scoliosis. *Eur Spine J* 8(4):252-60.
- Willner S, 1979. Moiré topography for the diagnosis and documentation of scoliosis. *Acta orthop Scand* 50(-):295-302.
- Wilson TA, Rehder K, Kraye S, Hoffman EA, Whitney CG, Rodarte JR, 1987. Geometry and respiratory displacement of human ribs. *J Appl Physiol* 62(5):1872-7.
- Wilson TA, Legrand A, Gevenois PA, De Troyer A, 2001. Respiratory effects of the external and internal intercostal muscles in humans. *J Physiol* 530(Pt 2):319-30.
- Yang KH, Latouf BK, King AI, 1992. Computer simulation of occupant neck response to airbag deployment in frontal impacts. *J Biomech Eng* 114(3):327-31.
- Young JW, Chandler RF, Snow CC, 1983. Anthropometric and mass distribution characteristics of the adult female. Technical Report No. FAA-AM-83-16. *FAA Civil Aeromedical Institute, Oklahoma City, Oklahoma*.

Zhang SX, Heng PA, Liu ZJ, Tan LW, Qiu MG, Li QY, Liao RX, Li K, Cui GY, Guo YL, Yang XP, Liu GJ, Shan JL, Liu JJ, Zhang WG, Chen XH, Chen JH, Wang J, Chen W, Lu M, You J, Pang XL, Xiao H, Xie YM, 2003. Creation of the Chinese visible human data set. *Anat Rec* 275B(1):190-5.

Zindrick MR, Wiltse LL, Doornik A, Widell EH, Knight GW, Patwardhan AG, Thomas JC, Rothman SL, Fields BT, 1987. Analysis of the morphometric characteristics of the thoracic and lumbar pedicles. *Spine* 12(2):160-6.

MODELISATION GEOMETRIQUE 3D *IN VIVO* DU TRONC HUMAIN A PARTIR DE L'IMAGEUR BASSE DOSE EOS

RESUME: L'utilisation de modèles en éléments finis du corps humain a été initiée au début des années 90 comme outil d'aide à la conception de dispositifs de sécurité automobile. Obtenir une personnalisation géométrique de tels modèles est une préoccupation récente afin d'en optimiser la biofidélité. Le but de cette étude est donc d'accroître notre compréhension des géométries externes et internes du corps humain, et fournir des outils de personnalisation de modèles numériques. En premier lieu, une base de données géométriques externes (anthropométrie corps entier) et internes (morphométrie du rachis, du bassin et du thorax) collectées sur 85 volontaires a été constituée à l'aide de mesures anthropométriques classiques et des méthodes de reconstruction stéréoradiographiques tridimensionnelles. L'exploitation de cette base de données a abouti à une description détaillée des géométries externes et internes de sujets asymptomatiques. Elle a également permis de développer et évaluer une méthode statistique d'estimation de paramètres anthropométriques (externes) et morphométriques (internes) basée sur près de 200 modèles anthropométriques (i.e. régressions linéaires simples et multiples) externe/externe et externe/interne. Grâce à cette méthode, 10 mesures anthropométriques suffisent pour modéliser la géométrie externe (43 dimensions du corps entier assis et debout) et interne (155 dimensions du bassin, vertèbres C3 à L5, et côtes niveaux 1 à 10) d'un individu (erreur moyenne : 2,3%(2 σ :14,2%)). Cette étude a également apporté une contribution aux méthodes de reconstruction stéréoradiographiques tridimensionnelles de la cage thoracique, afin d'aboutir à une modélisation personnalisée géométrique du squelette du tronc (rachis, bassin, cage thoracique) à partir d'une paire de radiographies face et profil. Les perspectives offertes par les données anthropométriques et morphométriques collectées et les outils de modélisation géométrique développés sont multiples aussi bien dans le domaine de la biomécanique des chocs et du confort que dans le domaine médical.

Mots-clés: *stéréoradiographie, reconstruction 3D, anthropométrie, morphométrie, morphotype, tronc, relations anthropométriques, modèles statistiques linéaires*

IN VIVO 3D GEOMETRICAL MODELING OF THE HUMAN TRUNK USING EOS X-RAY SYSTEM

ABSTRACT: Finite-element models of human body were introduced in the early 90's for passive safety systems designing. Performing geometrical personalization of such models is of primary interest for optimizing their biofidelity. Then, the purpose of this study was to bring a deeper insight on external and internal human body geometry, and to provide tools for personalized modeling. A geometrical database containing both external (full body anthropometry) and internal (morphometry of the spine, pelvis and rib cage) data measured on 85 volunteers was obtained thanks to classical anthropometrical measurements and using stereoradiographic 3D reconstructions methods. This database analysis yielded to a detailed description of both external and internal body geometry for healthy european subjects. It resulted also in the development and validation of a statistical method to estimate anthropometrical (external) and morphometrical (internal) parameters from about 200 external/external and external/internal anthropometrical relationships (simple or multiple linear models). Thanks to this method only 10 anthropometrical measurements may be used for the modeling of external (43 dimensions) and internal (155 dimensions) human body geometry (mean error: 2.3%(2 σ :14.2%)). At last, this study has brought a contribution to the stereoradiographic 3D reconstruction of the rib cage in order to obtain a geometrical personalization of the trunk bones (spine, pelvis, and rib cage) from frontal and lateral X-rays. The anthropometrical and morphometrical data collected and the tool for geometrical modeling developed still offer numerous possibilities in impact and comfort biomechanics and for clinical applications.

Keywords: *stereoradiography, 3D reconstruction, anthropometry, morphometry, morphotype, trunk, anthropometrical link, linear statistical model*

