



HAL
open science

Modélisation tridimensionnelle globale du squelette pour l'aide au diagnostic et à la prise en charge thérapeutique des pathologies rachidiennes affectant l'équilibre postural

Jean-Sébastien Steffen

► To cite this version:

Jean-Sébastien Steffen. Modélisation tridimensionnelle globale du squelette pour l'aide au diagnostic et à la prise en charge thérapeutique des pathologies rachidiennes affectant l'équilibre postural. Biomécanique [physics.med-ph]. Arts et Métiers ParisTech, 2011. Français. NNT : 2011ENAM0030 . pastel-00649423

HAL Id: pastel-00649423

<https://pastel.hal.science/pastel-00649423>

Submitted on 7 Dec 2011

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.

École doctorale n° 432 : Sciences des Métiers de l'Ingénieur

Doctorat ParisTech

T H È S E

pour obtenir le grade de docteur délivré par

l'École Nationale Supérieure d'Arts et Métiers

Spécialité " Biomécanique et Ingénierie pour la Santé "

présentée et soutenue publiquement par

Jean-Sébastien STEFFEN

le 8 novembre 2011

Modélisation tridimensionnelle globale du squelette pour l'aide au diagnostic et à la prise en charge thérapeutique des pathologies rachidiennes affectant l'équilibre postural

Co-Directrice de thèse : **Wafa SKALLI**
Co-Directeur de thèse : **Jean-Marc VITAL**

Jury

M. Pierre GUIGUI, Professeur, Hôpital Beaujon (APHP), Paris
M. Philippe GORCE, Professeur, Université du Sud Toulon-Var, La Garde
M. Philippe ROUCH, Professeur, Arts et Métiers ParisTech
Mme Virginie LAFAGE, Docteur, NYU Hospital for Joint Diseases, New York, Etats-Unis
M. Jean-Marc VITAL, Professeur, Hôpital Pellegrin (CHU Bordeaux),
Mme Wafa SKALLI, Professeur, Arts et Métiers ParisTech
M. Jean DUBOUSSET Professeur, Arts et Métiers ParisTech
M. Maurice DELPLANQUE, Docteur, EOS imaging, Paris

Président/Rapporteur
Rapporteur
Examinateur
Examinateur
Examinateur
Examinateur
Membre Invité
Membre Invité

**T
H
È
S
E**

« *L'essentiel est invisible pour les yeux.* »
Antoine de Saint-Exupéry

Remerciements

Si ce mémoire de thèse ne comporte qu'un seul auteur, les travaux qu'il décrit sont le fruit d'une collaboration entre médecins et biomécaniciens, partenaires institutionnels et privés. Je souhaite remercier ceux et celles dont l'appui a été indispensable à la réalisation de ce travail.

Je voudrais remercier le professeur Wafa Skalli, directrice du Laboratoire de biomécanique (LBM) Arts et Metiers ParisTech (Paris), qui a codirigé mes travaux de thèse. Merci tout d'abord de m'avoir accueilli au sein de votre laboratoire pour y effectuer mon master de recherche et de m'avoir proposé par la suite ce sujet de thèse. Merci du suivi bienveillant de mes travaux durant ces années, de vos encouragements mais aussi et surtout de vos critiques pertinentes.

Je tiens particulièrement à remercier le professeur Jean-Marc Vital, chef de pôle chirurgie à l'hôpital Pellegrin Tripode (CHU de Bordeaux) et codirecteur de cette thèse. Merci de m'avoir ouvert les portes de votre service de chirurgie orthopédique, de la confiance que vous m'avez témoignée et qui a facilité mon intégration au sein du service, du laboratoire d'anatomie et de l'hôpital en général. Merci de m'avoir convié aux discussions au cours desquelles vous et votre équipe décidez des traitements à proposer aux patients, et à plusieurs de vos interventions chirurgicales.

Je remercie également Marie Meynadier, PDG de la société EOS imaging (Paris), pour m'avoir accueilli en thèse CIFRE au sein cette entreprise et pour avoir pris le temps de m'expliquer ses problématiques et ses attentes. Merci à EOS imaging pour m'avoir assuré un soutien matériel, humain et financier durant ces années.

Je remercie le pôle de compétence MEDICEN Paris Région pour son soutien financier au laboratoire de biomécanique et à EOS imaging.

J'adresse mes remerciements aux membres du jury, pour me faire l'honneur d'évaluer cette thèse.

Je me permets de souligner le concours du professeur Olivier Hauger qui m'a assisté dans la définition et la mise en place de la collecte de données au sein du service d'imagerie médicale de l'adulte de l'hôpital Pellegrin. Je remercie aussi les manipulateurs qui ont réalisé les acquisitions EOSTM, en particulier Laurent Castaings et Stéphane Mallard qui ont assuré ce service du début à la fin et ont formé au fur et à mesure leurs collègues aux protocoles définis, ainsi que leur cadre Laurent Pastor.

De même, je remercie les chirurgiens du service de chirurgie orthopédique du professeur Vital, d'avoir participé au recrutement des patients, et pour certains à l'analyse clinique des résultats. En particulier, je remercie les professeurs Gille et Pointillart d'avoir

participé à la définition des études cliniques et les docteurs Obeid, Aurouer et Guerin d'avoir alimenté ma réflexion de leurs analyses.

Merci également au professeur LeHuec et au docteur Aunoble, chirurgiens en orthopédie rachidienne ainsi qu'au professeur Chauveau et son équipe de chirurgiens orthopédiques du membre inférieur à l'hôpital Pellegrin d'avoir bien voulu partager leurs savoirs et leurs pratiques.

D'autre part, je remercie le professeur Jean Dubousset, chirurgien émérite, d'avoir partagé son expérience et sa vision qui ont contribué à guider mon travail et le professeur Jacques A. De Guise, directeur du Laboratoire de recherche en Imagerie et Orthopédie (LIO), pour les échanges que nous avons eus au sujet des méthodes de modélisation tridimensionnelle personnalisée. Je remercie Virginie Lafage, directeur du laboratoire de recherche "Rachis" au NYU Hospital for Joint Diseases (New York), d'avoir montré son intérêt et communiqué son regard extérieur sur ces travaux.

Merci aussi à toute l'équipe d'EOS imaging, en particulier à Fabrice Ganansia puis Didier Saint-Félix qui ont encadré mon travail, à Marie de la Simone qui l'a suivi du début à la fin, à Maurice vers qui j'ai pu me tourner et qui m'a aidé à trouver certaines solutions. Merci à Christophe et Amélie pour les travaux que nous avons réalisés en commun. Plus généralement, merci aux équipes du développement, du marketing et ceux qui voyagent entre les deux, d'avoir partagé leurs connaissances, leurs impressions et leurs idées.

Merci à la Direction de la Recherche Clinique et de l'Innovation du CHU de Bordeaux d'avoir accepté de promouvoir les études cliniques et à Pierre Poulizac pour l'assistance à la mise en place et au suivi de ces études. Un grand merci aux volontaires et aux patients qui ont accepté de participer à ces études cliniques.

Un grand merci aux secrétaires et assistants qui facilitent la bonne marche et la coopérations entre les différents acteurs de ce projet de thèse. Merci et à Soraya, Vanessa et Marine du laboratoire de biomécanique, à Jessica et Loubna chez EOS imaging. Au CHU de Bordeaux, merci aux secrétaires du service du professeur Vital et en particulier à Christine, aux secrétaires de l'institut de la colonne vertébrale Violaine puis Bérengère, et à Étienne, préparateur au laboratoire d'anatomie. Merci de même aux infirmières et hôtesse de la consultation, intermédiaires essentiels du processus de recrutement des patients. Au laboratoire de biomécanique, merci à Mohamed, qui archive et retrouve tous les écrits, à Élisabeth et Bilel, les responsables du parc informatique. Tous et toutes n'ont pas hésité à m'aider quand ils le pouvaient.

Plus généralement, merci à tous ceux qui ont échangé de manière informelle sur leurs travaux, au laboratoire de biomécanique, au CHU de Bordeaux ou chez EOS imaging. Merci à Christophe, pour son éclairage sur les méthodes statistiques. Merci à Ludovic, Yasmina, Lukas et Zacaria, de m'avoir fait partager leurs contributions à l'amélioration des modèles 3D personnalisés. Merci à Benjamin Aubert de m'avoir continuellement tenu au courant des nouvelles fonctions du logiciel.

Merci enfin à mes collègues de bureau, en particulier à Cédric Barrey, pour les discussions enflammées sur l'équilibre postural et au professeur François Lavaste, fondateur du LBM, enseignant insatiable et critique bienveillant.

Je remercie enfin ma famille, en particulier mes parents qui m'ont permis de faire des études sereinement, et surtout Élodie qui m'a soutenu et supporté toutes ces années.

Sommaire

Introduction générale	1
Revue de littérature	5
1 Rappels d'anatomie	5
2 Méthodes d'évaluation de l'équilibre postural	21
3 Correction du déséquilibre au moyen d'ostéotomies vertébrales	39
I Analyse tridimensionnelle de l'équilibre postural	45
4 Mise en place et qualification d'outils et méthodes pour l'analyse de l'équilibre postural.	47
5 Quantification 3D de l'équilibre postural	83
II Planification d'ostéotomies vertébrales	99
6 Analyse de l'équilibre postural avant et après ostéotomies	103
7 Planification chirurgicale	117

Conclusion générale	135
Table des matières	137
Liste des figures	143
Liste des tableaux	153
Publications associées	155
Références bibliographiques	156
III ANNEXES	I
A Calcul des paramètres cliniques	III
B Conception et qualification d'une plate-forme de force pour la mesure de la ligne de gravité	XI
C Relations entre paramètres posturaux	XXIII
D Ostéotomies vertébrales	XXIX

Introduction générale

Contexte

Le suivi des pathologies rachidiennes s'effectue traditionnellement à l'aide de clichés radiographiques localisés sur la zone d'intérêt [Carlier *et coll.*, 2004]. Cependant, cette approche ne rend que succinctement compte de l'environnement de la pathologie et l'étude tridimensionnelle du squelette de la tête aux pieds en position fonctionnelle est considérée par certains scientifiques comme essentielle [Dubousset, 1994, Vital *et coll.*, 2008]. Pourtant peu d'outils permettent d'effectuer une analyse globale personnalisée plus approfondie que l'examen clinique ou photographique.

Plusieurs auteurs constatent l'impact de certaines pathologies rachidiennes sur l'équilibre postural [Barrey *et coll.*, 2007a, Vital *et coll.*, 2004a,b,d]. Ces dernières années, différentes équipes ont de plus établi une corrélation entre déséquilibre postural et mauvais résultat clinique. En particulier, Glassman *et coll.* [2005a,b] mettent en relief la baisse de qualité de vie liée au déséquilibre sur des patients adultes atteints de déformations rachidiennes et en particulier ceux ayant une scoliose dégénérative. Dans les cas de déformation rachidienne, la restauration de l'équilibre est ainsi directement liée à la réussite du traitement aussi bien dans le cas d'une approche orthopédique que chirurgicale. Plus récemment, les travaux de Champain [2008] étendent ces observations à l'ensemble des patients traités par arthrodèse lombaire ou lombo-sacrée, notamment les cas de discopathies et de spondylolisthésis.

Ces différentes études incitent donc les orthopédistes à considérer la posture globale lors de la prise en charge des pathologies rachidiennes. L'indication de « télérachis », traditionnellement réservée aux déformations rachidiennes commence ainsi à se généraliser à l'ensemble des pathologies rachidiennes.

Lors de cet examen radiographique, la visualisation du complexe pelvi-rachidien dans son ensemble permet de rendre compte de l'impact de la morphologie du bassin sur la configuration géométrique du rachis, notamment souligné par Legaye *et coll.* [1998]. De plus, l'analyse biomécanique de Skalli *et coll.* [2007] montre les capacités de compensation posturale de ce segment.

Cependant, cette modalité présente deux inconvénients majeurs. D'une part, ni la configuration du rachis cervical et de la tête, ni la position des membres inférieurs ne sont habituellement visibles sur de telles radiographies. D'autre part, l'analyse radiographique reste bidimensionnelle, que le plan choisi soit le plan coronal ou le plan sagittal.

Le système EOS™, fruit du partenariat entre Georges Charpak (prix Nobel de physique 1992), la société EOS imaging (Paris, France), le Laboratoire de BioMécanique Arts et

Metiers ParisTech (France) et le Laboratoire d'Imagerie en Orthopédie de l'école de technologie supérieure de Montréal (Canada) est un appareil de radiologie qui combine deux innovations [Dubousset *et coll.*, 2005].

D'une part, un détecteur de rayons-X très sensible permet l'acquisition radiographique par balayage d'images d'une hauteur de 170 cm à l'aide d'un rayonnement de 3 à 18 fois inférieur aux systèmes concurrents [Deschênes *et coll.*, 2010].

D'autre part, des méthodes de modélisation tridimensionnelle à partir de stéréoradiographies permettent d'estimer la géométrie personnalisée du squelette, notamment du rachis cervical inférieur [Rousseau *et coll.*, 2007], du rachis thoraco-lombaire [Humbert *et coll.*, 2009], du bassin [Baudoin *et coll.*, 2006] et des membres inférieurs [Chaibi, 2010], qui constituent l'essentiel des os intervenant dans le maintien de la posture érigée.

La combinaison de ces deux innovations permet ainsi de visualiser la configuration géométrique du squelette :

- dans son ensemble,
- en position debout,
- en trois dimensions,
- et au prix d'une faible irradiation.

Ce système est maintenant à disposition des médecins de par le monde (Europe, Amérique, Australie). Dans ce contexte, l'analyse du squelette à l'aide du système EOS™ doit permettre de mieux comprendre les mécanismes de compensation posturale associés aux pathologies rachidiennes. Cependant, les méthodes d'analyses cliniques utilisées au quotidien doivent être adaptées pour tirer pleinement parti des capacités de cette nouvelle modalité.

Objectif général

L'objectif général de la thèse est d'améliorer la prise en charge des pathologies rachidiennes en tirant parti des fonctionnalités de ce nouveau système, permettant l'exploration du squelette axial.

La revue de littérature rappellera tout d'abord le contexte clinique et les méthodes de caractérisation géométrique du squelette utilisées en routine pour évaluer le déséquilibre postural. Dans un second temps, les méthodes de correction chirurgicale des déséquilibres posturaux sévères au moyen d'ostéotomies vertébrales sont détaillées ainsi que les méthodes permettant de planifier ces interventions.

La première partie du travail personnel sera axée sur la définition d'un protocole utilisable au quotidien dans les services de radiologie ou d'orthopédie pour analyser l'équilibre postural en trois dimensions à l'aide du système EOS™.

Enfin, la dernière partie proposera une méthode d'assistance à la décision adaptée aux grands déséquilibres posturaux qui doivent être chirurgicalement traités au moyen d'ostéotomies vertébrales ainsi que sa validation préliminaire.

Revue de littérature

*Intérêt, caractérisation et correction du déséquilibre
postural en routine clinique*

1 Anatomie descriptive du sujet sain et pathologies rachidiennes

1.1 Introduction

L'objectif de ce chapitre préliminaire est de définir certains termes utilisés dans la suite du mémoire et de décrire brièvement le squelette du sujet asymptotique et pathologique.

Dans un premier temps, les dénominations utilisées pour référencer les plans et les directions relativement au corps sont rappelées. Puis, les éléments du squelette et des articulations jouant un rôle dans l'équilibre postural du sujet sont décrits¹. Enfin, les caractéristiques de différentes pathologies rachidiennes en relation avec des troubles de l'équilibre postural sont présentées.

1.2 Système de référence

1.2.1 Plans de référence

Le corps humain est décrit dans l'espace selon trois plans principaux (Figure 1.1) :

- Le plan sagittal sépare verticalement le corps entre une partie gauche et une partie droite.
- Le plan coronal partage le corps entre une face dorsale et une face ventrale. Il est également nommé plan frontal.
- Le plan transversal (ou transverse) est perpendiculaire aux deux autres. Dans le cas de l'homme, il partage le corps entre une partie haute et une partie basse, et peut être nommé plan horizontal.

1.2.2 Directions anatomiques

Les directions anatomiques sont définies perpendiculairement aux plans de référence.

- Les directions crâniales et caudales sont normales au plan transverse et respectivement orientées vers le crâne et le coccyx.
- Les directions médiales et latérales sont normales au plan sagittal. La direction médiale est orientée vers l'intérieur du corps tandis que la direction latérale part vers l'extérieur.

1. La plupart des images utilisées dans ce chapitre proviennent de la thèse de chirurgie dentaire de Damien Vidal que je remercie pour son aide.

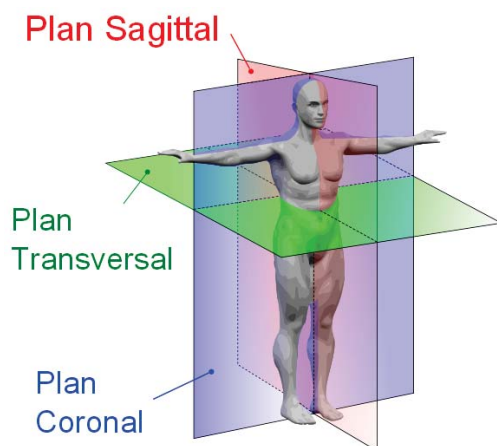


FIGURE 1.1 – Plans anatomiques de référence, d'après "YMrabet" [2008].

- La direction antérieure ainsi que la direction postérieure sont normales au plan frontal et respectivement orientées vers l'avant et l'arrière.

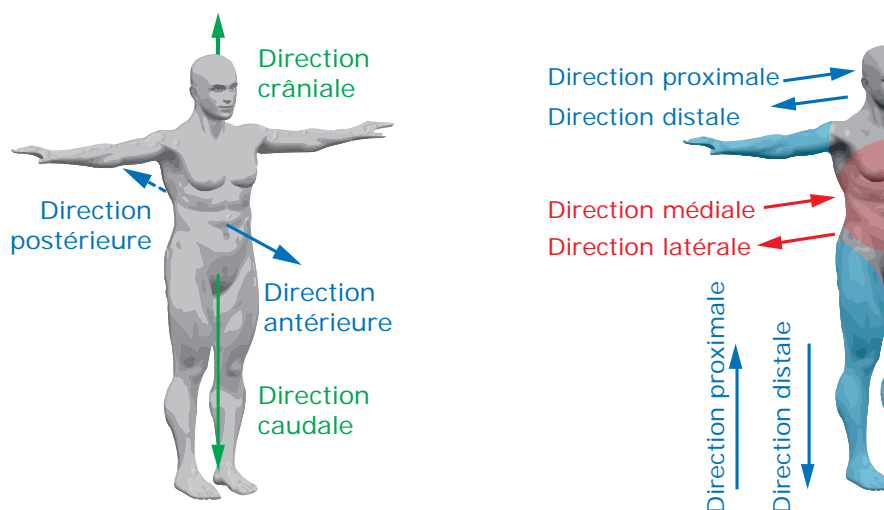


FIGURE 1.2 – Directions anatomiques de référence, d'après "YMrabet" [2008].

1.2.3 Descriptions relatives

Dans le cas des membres supérieurs et inférieurs, on parle de parties proximales et distales. Ces directions sont définies parallèlement à l'axe longitudinal du membre considéré. La partie proximale est celle qui est la plus proche du tronc tandis que la partie distale en est la plus éloignée.

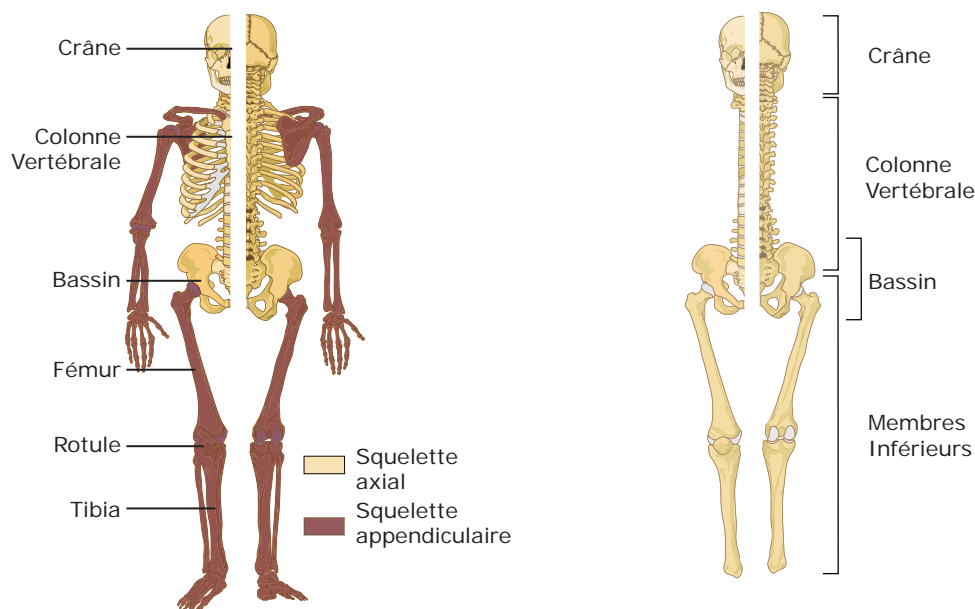
Afin de décrire les membres et les repères situés de part et d'autre du plan sagittal médian, les termes homo-latéral et ipsi-latéral désignent les repères anatomiques se situant du même côté. Le terme contra-latéral désigne en revanche les membres ou repères situés de l'autre côté du plan sagittal médian.

1.3 Squelette du sujet sain impliqué dans l'analyse posturale globale

Le squelette a la fonction architecturale d'une charpente pour le corps humain.

En anatomie, le squelette axial qui supporte et protège l'ensemble du tronc et de la tête est distingué du squelette appendiculaire qui concerne les membres supérieurs et inférieurs. À l'âge adulte, le squelette humain comporte 206 os articulés dont 80 pour le squelette axial et 126 pour le squelette appendiculaire.

Winter [1995] définit la posture comme la configuration géométrique des segments les uns par rapport aux autres. L'étude de la posture globale revient ainsi à quantifier la configuration du squelette axial, en particulier celle de l'axe *tête-rachis-bassin* [Roussouly *et coll.*, 2005, Schwab *et coll.*, 2007]. Cependant, Obeid [2010] souligne qu'il est pertinent d'inclure les membres inférieurs dans l'analyse.



a - Division anatomique entre squelette axial et appendiculaire.

b - Squelette considéré pour l'étude de l'équilibre postural.

FIGURE 1.3 – Squelette humain de face et de dos, d'après "LadyofHats" [2007].

1.3.1 La tête

La tête est la partie la plus supérieure de l'organisme. La **FIGURE 1.4** détaille les os du crâne dont il est fait référence dans ce mémoire.

Le poids de la tête représente chez l'adulte environ un huitième du poids total. Vital et Senegas [1986] situent son centre de gravité légèrement en arrière du conduit auditif externe dans le plan sagittal.

Le squelette de la tête, dénommé *crâne*, s'appuie sur la première vertèbre cervicale (C_1). Dubousset [1994] souligne son rôle dans le maintien de l'horizontalité du regard et

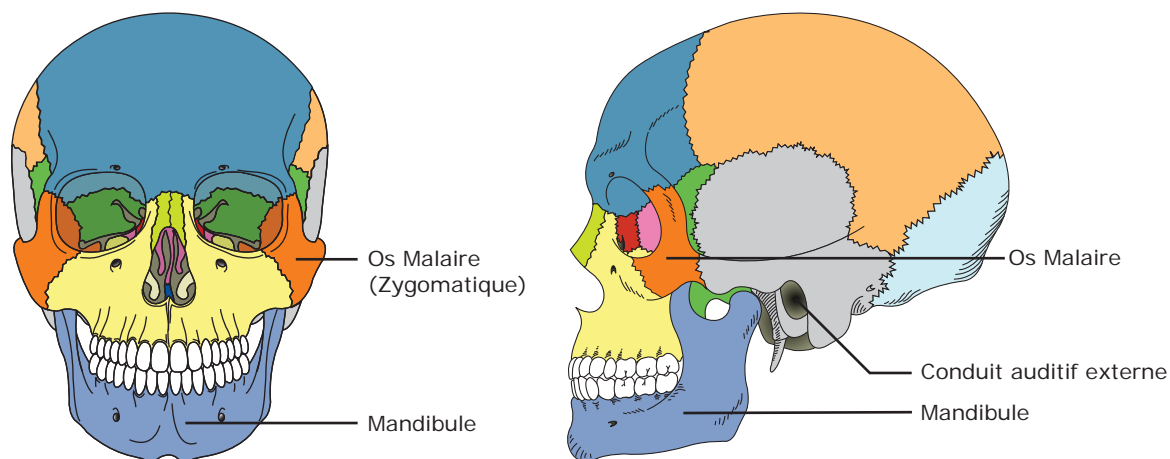


FIGURE 1.4 – Vues frontale et latérale du crâne, d'après Vidal [2006]

préconise même de considérer la base du crâne comme la zéro-ième vertèbre cervicale (C_0).

1.3.2 La colonne vertébrale

La colonne vertébrale ou rachis est un axe flexible composé de 24 vertèbres rigides articulées situées en enfilade les unes par rapport aux autres. On distingue le rachis cervical composé de sept vertèbres, du rachis thoracique qui en contient douze et du rachis lombaire qui en contient cinq (**FIGURE 1.5**).

Les vertèbres cervicales sont dénommées C1 à C7, les vertèbres thoraciques T1 à T12 et les vertèbres lombaires L1 à L5. Dans de rares cas, la présence de vertèbres surnuméraires peut amener à parler de C8, T13 ou L6.

La vertèbre

Chaque vertèbre est principalement constituée d'une partie antérieure, le corps vertébral et d'un arc postérieur (**FIGURE 1.6**). Le corps vertébral passe progressivement d'une forme quasiment triangulaire au niveau thoracique à une forme de haricot au niveau lombaire.

L'arc postérieur est composé de deux pédicules et de lames qui laissent un trou derrière le corps vertébral. Ce trou, également appelé *foramen* est le siège de la moelle épinière puis des nerfs dans la partie la plus caudale. Sept processus constituent l'arc postérieur. Deux processus articulaires supérieurs et deux processus articulaires inférieurs sont en contact articulaire avec les vertèbres sus- et sous-jacentes. L'épineuse et les deux apophyses transverses servent de points d'insertion aux ligaments et aux muscles assurant la tenue et le mouvement des vertèbres l'une par rapport à l'autre (**FIGURE 1.7**).

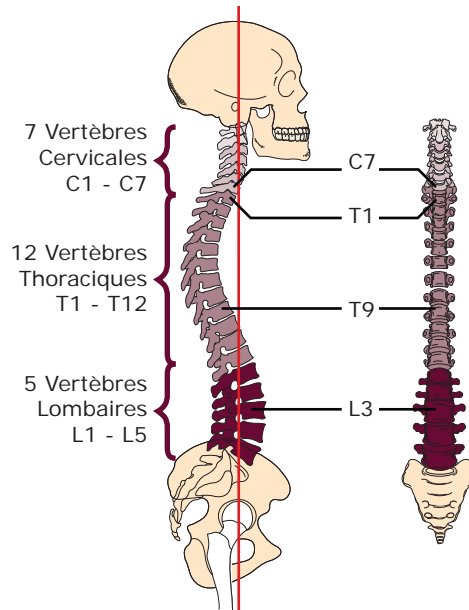


FIGURE 1.5 – Vues sagittale et frontale du rachis, d'après Vidal [2006].

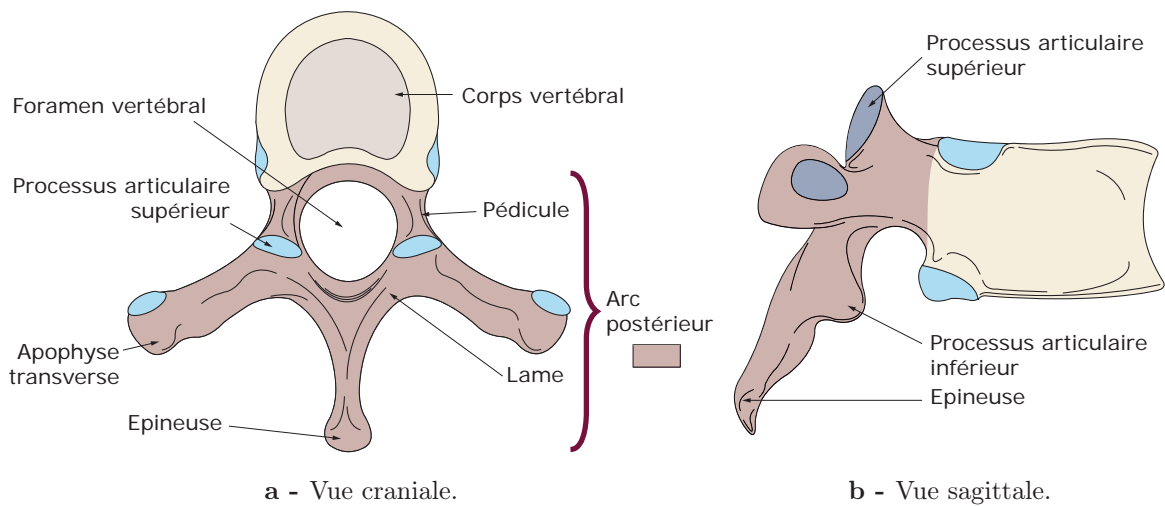


FIGURE 1.6 – Vertèbre thoracique, d'après Vidal [2006]. Les deux vues permettent de distinguer le corps vertébral de l'arc postérieur.

Articulations

À l'exception des deux premières vertèbres cervicales, chaque vertèbre s'articule avec la vertèbre sus-jacente au travers de trois contacts [Denis, 1983] :

- Les corps vertébraux reposent l'un sur l'autre par l'intermédiaire d'un disque intervertébral. De plus, deux ligaments longitudinaux enserrent les corps vertébraux et les disques du côté antérieur et du côté postérieur. L'espace occupé par le disque entre les deux corps vertébraux est appelé espace intervertébral ou intersomatique.
- Les processus articulaires supérieurs sont articulés de chaque côté aux processus articulaires inférieurs de la vertèbre sus-jacente. Une capsule articulaire entoure chacune de ces deux articulations

Les côtes viennent de plus s'insérer entre les corps vertébraux des vertèbres et prennent appui sur le processus transverse (**FIGURE 1.7**). Les capsules articulaires associées constituent une liaison supplémentaire entre les vertèbres thoraciques.

Les vertèbres sont mobilisées l'une par rapport à l'autre grâce à un grand nombre de muscles, situés sur la face postérieure en région thoracique et tout autour dans les régions cervicales et lombaires. Ces muscles s'insèrent en de multiples vertèbres si bien que la colonne vertébrale se comporte comme un ensemble flexible.

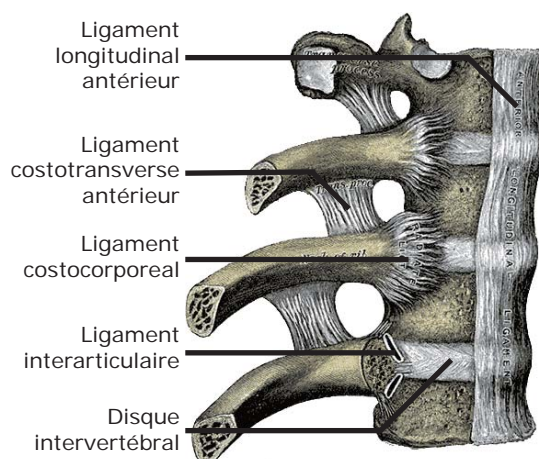


FIGURE 1.7 – Vue de la structure ligamentaire antérieure liant les vertèbres thoraciques, d'après Gray [1918].

1.3.3 Le bassin

Le bassin est principalement constitué de trois os (**FIGURE 1.8**).

- Le sacrum peut être décomposé en cinq vertèbres sacrées fusionnées entre elles. Il est situé sous le rachis lombaire et connecté à ce dernier notamment par l'intermédiaire d'un disque intervertébral. Le plateau supérieur du sacrum correspond au plateau supérieur de la première vertèbre sacrée (*S1*).
- Le coccyx est accolé à la partie distale de la dernière vertèbre sacrée.
- L'os coxal, est articulé avec le sacrum au travers des deux articulations sacro-iliaques. Ces dernières sont constituées de ligaments liant les deux os mais aucun muscle n'actionne cette articulation.

Lors de l'étude de l'équilibre global, on néglige souvent la liberté de mouvement autour des articulations sacro-iliaques en raison de sa faible amplitude et de son caractère incontrôlable [Duval-Beaupère et Robain, 1987]. Les trois os du bassin sont ainsi considérés comme un ensemble rigide articulé avec la cinquième vertèbre lombaire (charnière lombo-sacrée) et les deux fémurs (hanches).

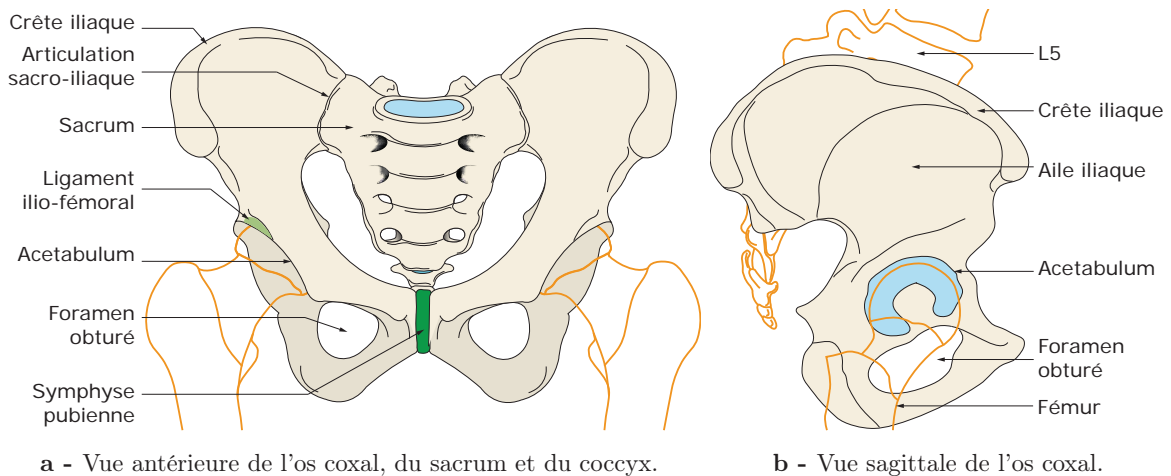


FIGURE 1.8 – Os du bassin, d'après Vidal [2006].

Articulations

La charnière lombo-sacrée est articulée de manière similaire aux articulations inter-vertébrales puisqu'il s'agit de l'articulation de la dernière vertèbre lombaire (L5) avec la première vertèbre sacré (S1).

L'articulation de la hanche reliant l'os coxal au membre inférieur est une articulation de type énarthrose (trois degrés de libertés en rotation, pas de translation). Au niveau de l'os coxal, la partie femelle de l'articulation est formée par l'*acetabulum*, dont une partie prend la forme d'une portion de sphère et est recouverte de cartilage. La tête fémorale sphérique vient s'encastrer dans l'*acetabulum*. La coaptation est obtenue d'une part par la forte congruence des deux surfaces articulaires et d'autre part par cinq puissants ligaments qui forment une capsule autour de l'articulation.

La hanche peut être mobilisée individuellement, notamment à l'aide des muscles fessiers, mais également au travers du bassin et du rachis lombaire à l'aide du muscle psoas.

1.3.4 Les membres inférieurs

En sus des os du pied, le squelette de chaque membre inférieur est principalement constitué de deux os longs : le fémur et le tibia auxquels s'ajoutent la patella (rotule) au niveau du genou et la fibula (péroné) le long du tibia (FIGURE 1.9).

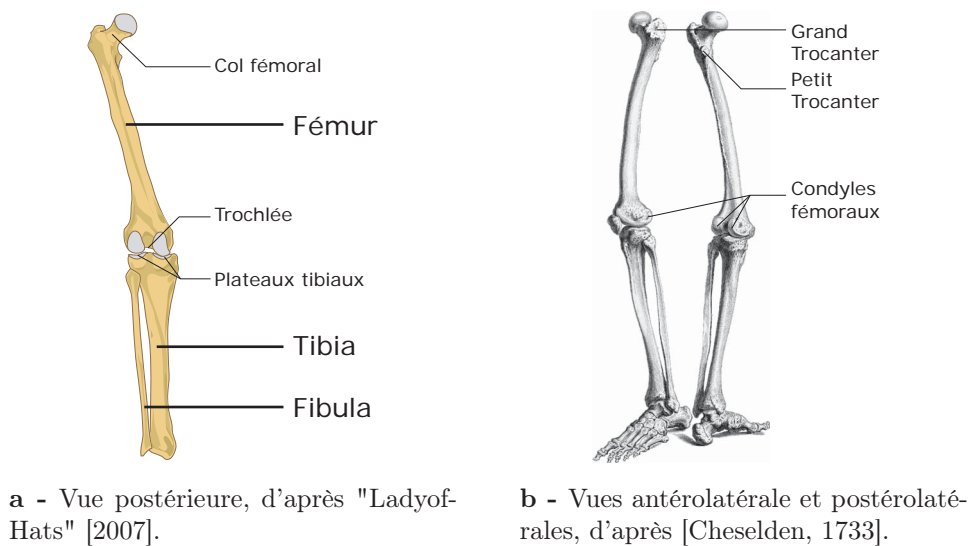


FIGURE 1.9 – Squelette du membre inférieur.

Articulation

La mobilité du tibia par rapport au fémur s'effectue grâce à l'articulation du genou. Cette articulation est de type trochléenne (un degré de liberté en rotation, pas de translation).

Les deux épicondyles fémoraux reposent sur les plateaux tibiaux par l'intermédiaire des ménisques interne et externe. Ces derniers augmentent la congruence de l'articulation. L'éminence inter-condylienne au niveau du tibia vient se loger dans l'échancrure inter-condylienne du fémur pour guider la rotation. Cette articulation est maintenue par huit ligaments principaux qui forment une capsule autour de l'articulation.

L'articulation du genou est mobilisée individuellement par certains muscles de la cuisse et de la jambe.

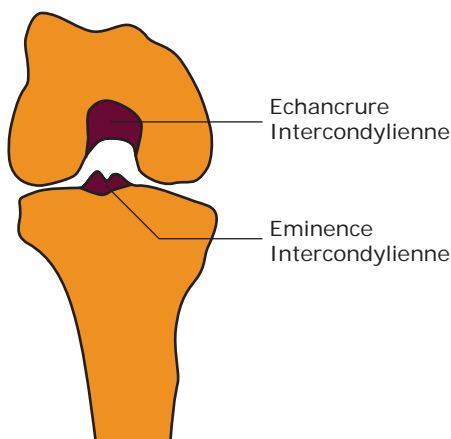


FIGURE 1.10 – Articulation du genou, schéma établi d'après Gray [1918].

1.3.5 Configuration géométrique à l'équilibre du squelette chez le sujet sain

En position debout, le genou et la tête fémorale sont positionnés à l'aplomb de la cheville. L'axe mécanique du fémur, qui va de la tête fémorale à l'éminence inter-condylienne est alors aligné avec l'axe tibial, défini par la diaphyse de ce dernier. Pour conserver son équilibre, le patient doit maintenir ses têtes fémorales à l'aplomb de ses chevilles lors de la flexion du genou. Il s'ensuit que la flexion du genou se traduit mécaniquement par une extension de la hanche et une flexion de la cheville.

Au dessus, le bassin s'appuie sur les deux têtes fémorales et est légèrement rétroversé (moyenne : 12°). Le plateau sacré est alors incliné d'environ 40° [Duval-Beaupère et Legaye, 2004].

La colonne vertébrale sert d'axe au tronc et la configuration géométrique relative des vertèbres constitue les courbures vertébrales qui participent à l'équilibre du sujet. Dans le plan frontal, la colonne vertébrale est parfaitement verticale. En revanche, dans le plan sagittal, la colonne vertébrale de l'adulte asymptomatique présente une série de courbures, contre-courbures [Stagnara *et coll.*, 1982] :

- Le rachis cervical est en moyenne lordosé (concavité postérieure) d'environ 30° entre la vertèbre C1 et le plateau inférieur de la vertèbre C7.
- Le rachis thoracique est cyphosé (convexité postérieure) de 40° en moyenne, entre le plateau supérieur de T1 et le plateau inférieur de T12.
- Enfin, le rachis lombaire est lordosé de 50° entre le plateau supérieur de L1 et le plateau sacré.

Toutefois, la variabilité interpersonnelle de ces courbures rachidiennes est importante dans la population normale et de multiples facteurs sont susceptibles de venir interférer [Garreau de Loubresse *et coll.*, 2005].

Enfin, Gangnet *et coll.* [2003] montre que les conduits auditifs sont situés à l'aplomb ou légèrement en avant du barycentre des milieux des têtes fémorales. Par ailleurs Du-bousset [1994] précise que l'inclinaison de la tête en position neutre oriente le regard vers l'avant et dans un plan horizontal.

Conclusion intermédiaire

L'analyse de la configuration des fémurs, du bassin, du rachis et de la tête chez le sujet asymptotique contribue à définir le système mécanique responsable du maintien d'un équilibre postural. L'axe tête-rachis-bassin est aligné dans le plan coronal mais présente une configuration plus complexe dans le plan sagittal. Ces descriptions sommaires de l'anatomie du sujet sain vont nous permettre de décrire différentes pathologies rachidiennes et leur impact sur la posture globale.

1.4 Anatomie descriptive des pathologies rachidiennes

De nombreuses pathologies rachidiennes sont associées à des troubles posturaux [Vital *et coll.*, 2004a,b,c]. D'un point de vue clinique, Duval-Beaupère [1970] évoque l'impact des zones adjacentes à la déformation sur le développement de la maladie. Ces remarques

incitent notamment During *et coll.* [1985] à préconiser une description standardisée de la géométrie du squelette. Enfin, Marnay [1988] profite d'une étude phylogénique pour centraliser l'état des connaissances sur la posture de l'humain en position debout. Ces résultats conduisent à penser que l'analyse du complexe pelvi-rachidien dans le plan sagittal peut permettre de mieux comprendre les pathologies rachidiennes.

Par ailleurs, Graf *et coll.* [1983] soulignent l'importance de considérer les déformations rachidiennes en trois dimensions. Ces auteurs proposent une méthode pour visualiser la configuration géométrique du rachis suivant une orientation crânio-caudale en plus des classiques clichés frontal et latéral.

L'ensemble de ces intuitions incitent Dubousset [1994] à introduire le concept du *cône d'économie*, en représentant l'ensemble du corps humain à l'intérieur d'un cône inversé dont la pointe est située sur la projection du centre de gravité du corps sur le sol (**FIGURE 1.11**). Plus le diamètre de la base du cône (situé au niveau de la tête) est important, plus les muscles doivent exercer d'effort pour maintenir le corps en position érigée.

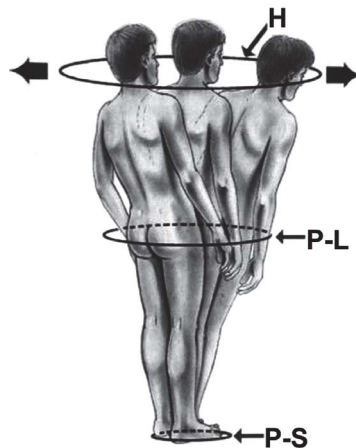
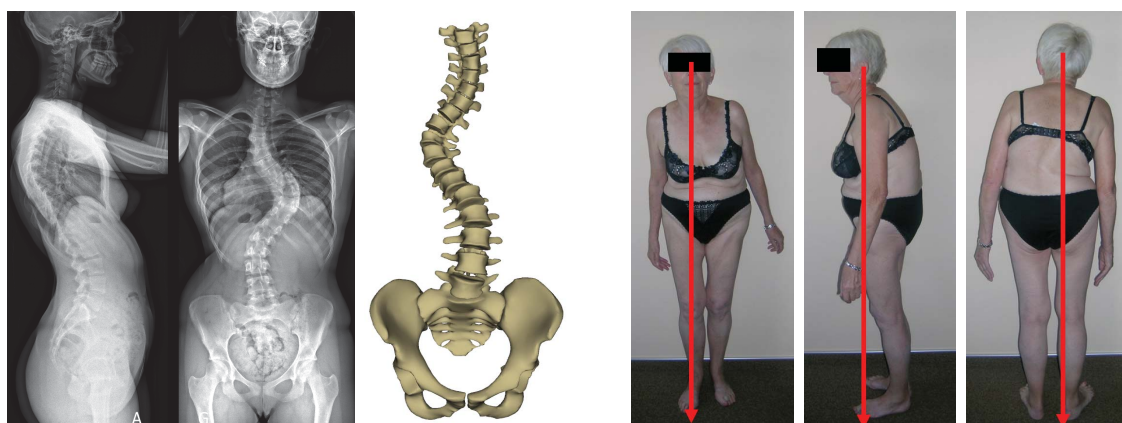


FIGURE 1.11 – Illustration du concept de cône d'économie [Dubousset, 1994].

En particulier, les déformations rachidiennes sont des pathologies dans lesquelles la correction du déséquilibre postural peut être l'objectif d'un traitement chirurgical [Glassman *et coll.*, 2005a]. On distingue classiquement les scolioses (déformations tridimensionnelles) des déséquilibres purement sagittaux. Cependant, d'autres pathologies prises en charge quotidiennement dans les services d'orthopédie rachidienne pourraient être mieux comprises à l'aide des outils de l'analyse posturale globale.

1.4.1 Déformations tridimensionnelles

Le terme de scoliose recouvre l'ensemble des déformations tridimensionnelles de la colonne vertébrale, quelle qu'en soit l'étiologie. Ces déformations sont usuellement diagnostiquées sur les radiographies frontales puisqu'elles affectent de fait le plan coronal bien que l'intérêt d'un diagnostic en trois dimensions ait été souligné par certains auteurs [Graf *et coll.*, 1983].



a - Radiographies EOS™ frontales et latérales et modélisations 3D d'une scoliose idiopathique.

b - Photographies cliniques d'une patiente avec une scoliose dégénérative. Image JM Vital.

FIGURE 1.12 – Scolioses idiopathiques et dégénératives.

Scolioses idiopathiques

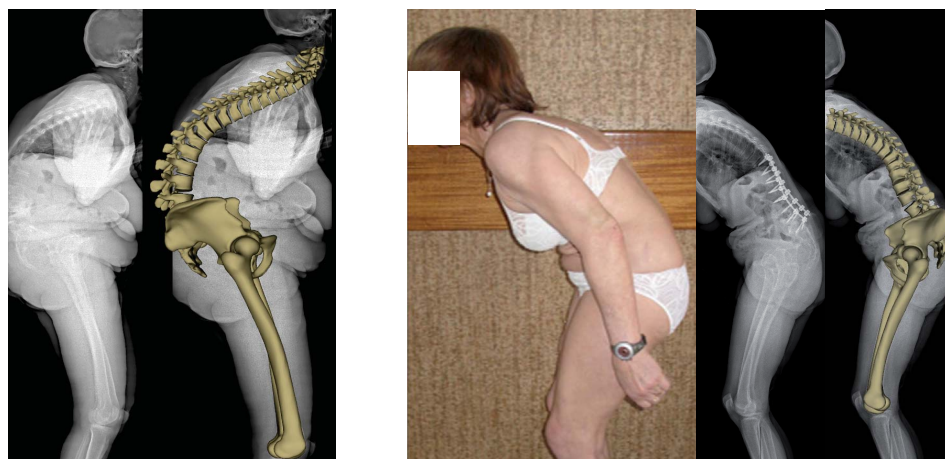
Dans le cas des scolioses idiopathiques de l'adolescent, l'équilibre postural reste majoritairement à un état dit *compensé* [Vital *et coll.*, 2008] : le patient conserve la faculté de se tenir debout mais la perte de courbure dans le plan sagittal peut amener une rétroversion anormale du bassin [el Fegoun *et coll.*, 2005].

Scolioses dégénératives

Au contraire, la dégradation de la posture dans les scolioses dégénératives de l'adulte est plus marquée et la rétroversion pelvienne peut causer une extension importante des hanches, jusqu'à induire une flexion des genoux [Vital *et coll.*, 2004a]. Ces mécanismes de compensation posturaux ne suffisent d'ailleurs pas forcément et l'inclinaison du tronc vers l'avant peut entraîner un déséquilibre complet (le patient ne tient pas la station debout sans l'aide de cannes). De plus, Glassman *et coll.* [2005b] mettent en relief la baisse de qualité de vie liée au déséquilibre sur des patients adultes atteints de déformations rachidiennes et en particulier ceux ayant une scoliose dégénérative. Ces auteurs constatent qu'une inclinaison du tronc vers l'avant telle que la verticale issue de C7 soit en avant du coin postéro-supérieur du sacrum est associée à une forte dégradation des scores cliniques. De même, ces auteurs soulignent le caractère mal toléré d'une courbure lombaire cyphotique au lieu de lordotique. Dans le plan coronal, l'inclinaison du tronc vers la droite ou la gauche semble mieux tolérée tant que le déport du haut du tronc ne dépasse pas 4 cm. La restauration de l'équilibre est ainsi directement liée à la réussite du traitement des déformations rachidiennes aussi bien dans le cas d'une approche orthopédique que chirurgicale.

Autres scolioses

Des étiologies différentes peuvent également être la cause d'une scoliose. Par exemple, des malformations congénitales (hémivertèbres, blocs vertébraux) ou des formes avancées



a - Radiographie et modèle 3D d'une hypercyphose globale

b - Photographie, radiographie et modèle 3D d'un dos plat postopératoire avant reprise chirurgicale (maladie de Parkinson opérée). Image I. Obeid.

FIGURE 1.13 – Patients souffrant de déformations sagittales du rachis.

de tuberculoses peuvent conduire le rachis à se déformer dans les trois dimensions.

1.4.2 Déformations sagittales

À côté des déformations tridimensionnelles du rachis, d'autres déformations pour la plupart d'origine dégénérative se situent essentiellement dans le plan sagittal :

Spondylarthropathies

Certaines spondylarthropathies peuvent évoluer vers l'ankylose rachidienne [Vital *et coll.*, 2004a]. Le rachis est alors fusionné sur plusieurs niveaux dans une configuration donnée. Le rachis, alors raide, se comporte comme un os long (tels ceux des membres : *fémur, tibia, humérus*), privant le patient de libertés de compensation au niveau rachidien.

De plus, cette ankylose survient alors que le rachis se trouve dans une configuration peu économique : la lordose lombaire est insuffisante au regard de l'incidence pelvienne du patient, ce qui oblige le patient à rétroverser son bassin.

Hypercyphose globale

L'hypercyphose globale du patient est caractérisée par une courbure unique en cyphose qui part du sacrum et s'étend jusqu'au rachis thoracique. Ainsi, le rachis lombaire se retrouve en cyphose au lieu d'être en lordose. Glassman *et coll.* [2005a] ont mis en évidence le caractère douloureux de cette configuration qui doit faire l'objet d'un traitement restaurateur. Plusieurs facteurs peuvent être à la source de cette configuration, comme les tassements vertébraux ou un affaiblissement des muscles du dos qui ne permettent plus l'extension du rachis lombaire.

Dos plat postopératoire

La dernière catégorie des déséquilibres sagittaux ne concerne pas une pathologie d'origine « naturelle » mais une complication postopératoire [Arouer *et coll.*, 2009]. En effet, la déformation sagittale n'est pas toujours correctement observée lors de la chirurgie et certaines interventions occasionnent la perte de moyens de compensations, en particulier lors d'arthrodèses. Il est ainsi primordial de ne pas fixer le patient dans une configuration péjorative car un déséquilibre pourrait s'installer. Cette difficulté peut éventuellement être surmontée à court terme par des efforts musculaires supplémentaires mais avec l'âge, les patients sont de moins en moins aptes à maintenir une posture acceptable. Dès lors, la configuration rachidienne dégénère et le déséquilibre s'aggrave jusqu'à nécessiter la reprise chirurgicale (**FIGURE 1.13b**).

Lazennec *et coll.* [2000] confirment que la non prise en compte de la version pelvienne conduit à des douleurs résiduelles après une arthrodèse lombo-sacrée. De même, Korovessis *et coll.* [2002] montrent que la configuration du rachis lombaire et du bassin est corrélée à la qualité de vie et recommande de tenir compte de la lordose lombo-pelvienne lors des arthrodèses lombaires et lombo-sacrées.

1.4.3 Autres pathologies rachidiennes

Bien que les déformations rachidiennes incarnent dans l'esprit collectif la notion de déséquilibre postural sévère, d'autres pathologies traitées quotidiennement dans les services d'orthopédies méritent d'être étudiées à l'aune des connaissances actuelles sur l'équilibre postural.

Ainsi, les travaux de Champain [2008] étendent ces résultats à l'ensemble des patients traités par arthrodèse lombaire ou lombo-sacrée [Champain *et coll.*, 2006], notamment les cas de discopathies [Champain *et coll.*, 2008] et de spondylolisthésis isthmiques [Champain *et coll.*, 2007]. Très récemment, Bourghli *et coll.* [2011] analysent une population de 30 sujets à 2 ans de recul après correction chirurgicale de leur spondylolithésis isthmiques. Cette étude suggère que l'observation de la configuration posturale lors de la planification chirurgicale permet d'optimiser l'équilibre postural des patients et *in fine*, leur satisfaction.

Discopathies dégénératives

Ce terme regroupe les pathologies au cours desquelles le disque intervertébral est endommagé.

Barrey *et coll.* [2007a] montrent que l'équilibre postural des patients atteints de ces pathologies dégénératives est modifié : la lordose est diminuée, le tronc s'incline vers l'avant et le bassin est plutôt rétroversé.

La variation interpersonnelle des courbures rachidiennes et paramètres pelviens chez le sujet asymptomatique est trop élevée pour que chaque paramètre isolément considéré paraisse anormal. En revanche, la stratification par classe d'incidence de Barrey *et coll.* [2007a] montre que les patients atteints de discopathies sont des personnes dont l'incidence pelvienne est dans la fourchette basse.

Dans le cas des hernies discales, Endo *et coll.* [2010] confirment une lordose faible ainsi qu'une inclinaison du tronc vers l'avant. Ces auteurs constatent de plus que la

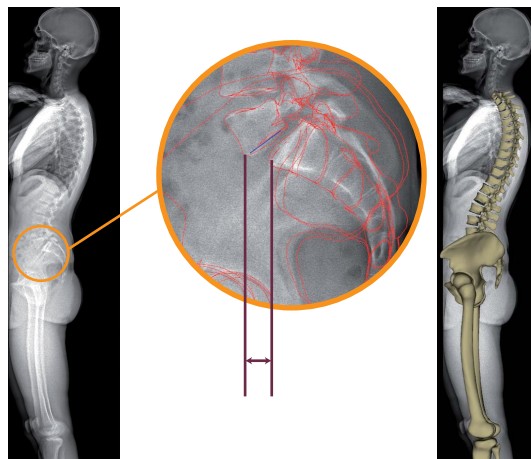


FIGURE 1.14 – Radiographie latérale et modèle 3D du rachis d'un patient ayant un spondylolisthésis

lordose et l'alignement sont récupérés à six mois postopératoire.

Spondylolisthesis

Cette maladie est caractérisée par une translation des vertèbres l'une par rapport à l'autre au niveau de la charnière lombo-sacrée (**FIGURE 1.14**).

L'équilibre postural des patients atteints de spondylolisthésis a fait l'objet d'un grand nombre d'études au cours de la dernière décennie. Hanson *et coll.* [2002] ont d'abord remarqué que la morphologie du bassin et son orientation sont étroitement corrélées à la sévérité des spondylolisthésis. De même, la stratification par classe d'incidence de Barrey *et coll.* [2007a] souligne que les patients atteints de spondylolisthésis dégénératifs sont des individus dont l'incidence est plutôt importante.

D'autre part, l'analyse biomécanique de Marty *et coll.* [2002] suggère que la morphologie du bassin joue un rôle important dans le développement de cette pathologie. Cette dernière hypothèse est d'ailleurs reprise par Labelle *et coll.* [2004], Roussouly *et coll.* [2006a] et Barrey *et coll.* [2007b] qui confirment les particularités de l'équilibre postural des patients atteints de spondylolisthésis sans pouvoir mettre en valeur de corrélation significative entre incidence et progression de la pathologie.

Outre l'intérêt étiologique de l'analyse posturale, Dubousset [1997], Lazennec *et coll.* [2000] et plus récemment Labelle *et coll.* [2008] exhortent à prendre en compte l'équilibre postural des patients pour planifier le traitement chirurgical.

Résumé du chapitre

Chez le sujet asymptomatique, l'axe *tête-rachis-bassin* est aligné dans le plan coronal mais présente une configuration plus complexe dans le plan sagittal. En particulier, le rachis présente une série de courbures et contre-courbures d'amplitude propre à chaque individu.

De premiers concepts cliniques lèvent le voile sur l'intérêt de l'analyse globale pour mieux comprendre les mécanismes posturaux concomitants à certaines pathologies rachidiennes. Les pathologies de la déformation sont caractérisées par une modifications des courbures rachidiennes. Ces pathologies peuvent induire un déséquilibre éventuellement à traiter lors de la prise en charge thérapeutique.

D'autre part, de récentes études statistiques confirment le rôle clé de la posture comme critère de satisfaction des patients. Ainsi, si la restitution d'une stratégie posturale économique peut être l'objectif principal du traitement des déformations rachidiennes, la non prise en compte d'un déséquilibre peut également constituer un obstacle majeur à la réussite du traitement chirurgical d'autres pathologies.

La suite de la revue de littérature présentera les différentes méthodes qui permettent de quantifier l'équilibre postural en routine clinique ainsi que les outils mis au point par différentes équipes de recherche pour mieux comprendre les déséquilibres posturaux.

2 Analyse posturale globale et méthodes cliniques d'évaluation de l'équilibre pour la prise en charge des pathologies rachidiennes

Introduction

Si l'analyse globale du squelette reste un phénomène récent, la caractérisation quantifiée de la configuration géométrique locale du squelette s'est développée depuis l'avènement de la radiographie.

Ainsi, différentes mesures permettent l'analyse quantifiée de la configuration squelettique en routine clinique.

2.1 Analyse de l'équilibre dans le plan coronal

Dans le plan coronal, la colonne vertébrale s'écarte peu de l'axe vertical chez le sujet sain. Les sujets scoliotiques présentent par contre une ou plusieurs courbures dans le plan frontal. Ces courbures sont traditionnellement quantifiées par l'« *angle de Cobb* », mesuré entre les plateaux extrémaux des vertèbres les plus inclinées [Stokes et Gardner-Morse, 1993]. L'angle de Cobb est souvent considéré négligeable lorsqu'il mesure moins de 10°. De plus, la « *rotation vertébrale axiale* » peut également être mesurée dans le plan transverse. Cette mesure fait état de la reconnaissance du caractère tridimensionnel de la courbure scoliotique [Skalli *et coll.*, 1995, Stokes *et coll.*, 1986].

De même, l'inclinaison du bassin est mesurée par la différence de hauteur entre les deux cotyles, ou par l'angle formé par l'axe qui joint les centres des deux cotyles avec l'horizontale. Chez le sujet sain, cet axe est horizontal.

Enfin, chez le sujet sain, le centre de gravité de la tête est à l'aplomb :

- des centres des vertèbres cervicales, thoraciques et lombaires,
- du centre du plateau sacré et du centre bicoxofémoral (noté *HA*),
- du milieu des deux genoux et des deux chevilles.

Certains auteurs décrivent donc le décalage dans le plan frontal entre une verticale abaissée de C7 ou du milieu de la tête et le centre du plateau sacré ou le milieu de l'axe joignant les deux têtes fémorales.

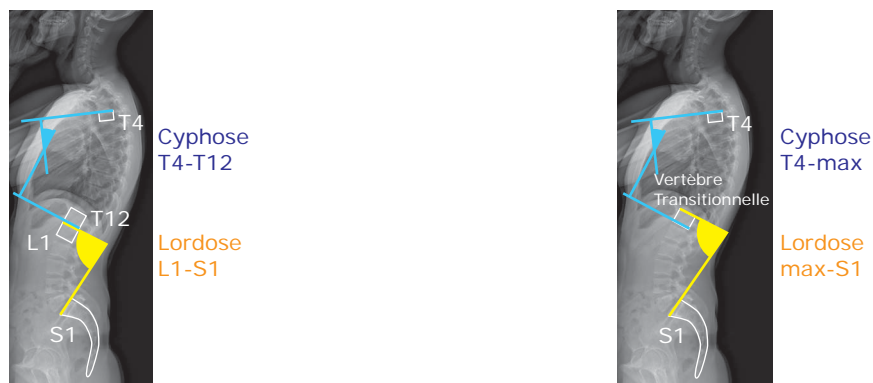
2.2 Analyse de l'équilibre dans le plan sagittal

Dans le plan sagittal, la configuration de l'ensemble pelvi-rachidien peut varier de manière importante entre les individus adultes asymptomatiques [Stagnara *et coll.*, 1982]. De même, cette variabilité est constatée chez l'enfant par Voutsinas et MacEwen [1986].

2.2.1 Description des courbures rachidiennes

Les courbes que forme la colonne vertébrale dans le plan sagittal sont quantifiées en mesurant l'angle de Cobb entre des vertèbres limites mais les niveaux considérés lors de la mesure de la courbure peuvent varier selon les auteurs.

- **Niveaux prédéfinis.** Le plus souvent, la cyphose thoracique et la lordose lombaire sont mesurées entre deux vertèbres limites prédéfinies comme $T4 - T12$ pour la cyphose et $L1 - S1$ pour la lordose (**FIGURE 2.1a**). Toutefois, certains considèrent également T1, T2 ou T5 pour mesurer la cyphose thoracique [Legaye *et coll.*, 1998, Voutsinas et MacEwen, 1986] et L5 pour mesurer la lordose lombaire [Gelb *et coll.*, 1995, Legaye *et coll.*, 1998].
- **Niveaux limites définis en fonction de la courbure.** D'autres publications proposent alternativement une définition basée sur l'identification d'une *vertèbre transitionnelle* au siège de l'inversion de courbure thoraco-lombaire (**FIGURE 2.1b**). On dénomme alors ces courbures *cyphose thoracique maximale* ($CT_{T4/max}$) et *lordose lombaire maximale* ($LL_{max/s1}$) [Lafage *et coll.*, 2008, Vialle *et coll.*, 2005]. La même approche est utilisée par certains pour définir la limite cervico-thoracique [Duval-Beaupère et Legaye, 2004] tandis que Vaz *et coll.* [2002] calculent les courbures à partir de l'arc géométrique décrit par les murs antérieurs des vertèbres.



a - Gangnet *et coll.* [2006] : Les courbures sont mesurées à partir des plateaux vertébraux à des niveaux définis au préalable.

b - Stagnara *et coll.* [1982] : Cyphose et lordose sont mesurées par rapport aux plateaux de la vertèbre la plus inclinée vers l'arrière.

FIGURE 2.1 – Définition des courbures rachidiennes « à niveaux prédéfinis » et « à niveaux définis en fonction de la courbure » dans le plan sagittal.

2.2.2 Description de la morphologie et de l'orientation du bassin

Stagnara *et coll.* [1982] montrent que l'inclinaison du plateau sacré par rapport à l'horizontale (*pente sacrée*) varie beaucoup selon les individus et que sa valeur est liée à la lordose lombaire. Legaye *et coll.* [1998] proposent alors d'inclure la forme du bassin dans l'analyse des courbures rachidiennes et quantifient l'*incidence pelvienne* (**FIGURE 2.2a**), angle formé par la perpendiculaire au plateau sacré et le segment reliant le centre bicoxofémoral au milieu du plateau sacré. Ce paramètre d'incidence permet alors de caractériser l'orientation du bassin au moyen de la *version pelvienne* grâce à la relation suivante :

$$\text{Incidence pelvienne} = \text{Version pelvienne} + \text{Pente sacrée} \quad (2.1)$$

Bien que l'incidence pelvienne soit le paramètre le plus consensuel pour décrire la morphologie du bassin, quelques auteurs utilisent alternativement un jeu de paramètres proposé par Jackson et McManus [1994]. Le *pelvic radius* part du centre bicoxofémoral jusqu'au bord postérieur du plateau sacré (**FIGURE 2.2b**), ce qui permet de quantifier la lordose lombopelvienne. La principale différence entre les deux descriptions concerne ainsi le point de repère placé sur le sacrum comme le montre la **FIGURE 2.2**.



a - Legaye *et coll.* [1998] formalisent l'incidence pelvienne, paramètre morphologique et quantifient l'orientation du bassin à l'aide de la version pelvienne.

b - Alternativement, Jackson et McManus [1994] définissent l'inclinaison pelvienne, l'inclinaison sacrée ainsi que la translation sacrofémorale.

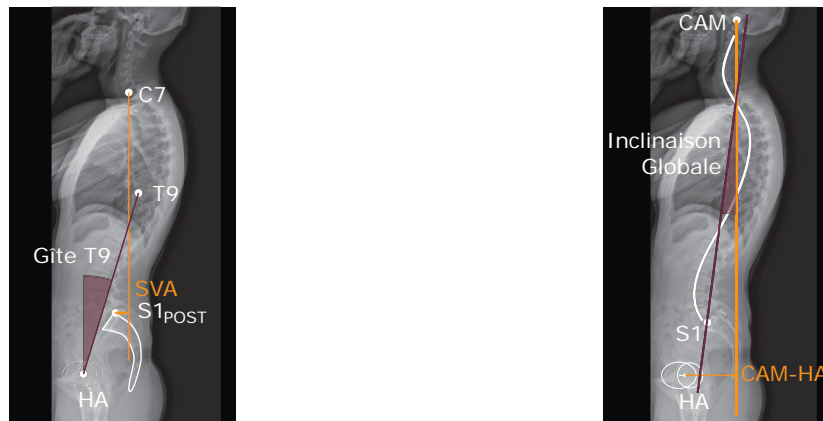
FIGURE 2.2 – Descripteurs de la forme et de l'orientation du bassin dans le plan sagittal.

2.2.3 Description de l'alignement de l'axe tête-rachis-bassin

Enfin l'inclinaison de l'axe *tête-rachis-bassin* est quantifiée grâce à la caractérisation de la position relative de certains repères anatomiques. Gelb *et coll.* [1995] montrent que le centre du corps vertébral de C7 se projette 3 cm en avant du bord postérieur du sacrum. Ils nomment *Sagittal Vertical Axis* (abréviation : *SVA*) la distance entre la verticale passant par C7 et le coin postéro-supérieur du sacrum ($S1_{post}$). D'autre part, Duval-Beaupère et Legaye [2004] montrent que la gîte de T9 par rapport à l'axe bicoxofémoral (*HA*) est invariante chez le sujet asymptotique (**FIGURE 2.3a**).

À côté de ces deux paramètres historiques, d'autres paramètres moins consensuels quant aux repères anatomiques utilisés sont proposés dans la littérature pour analyser

l'inclinaison du tronc. Duval-Beaupère et Legaye [2004] décrivent la *gîte T1-S1* et Jackson et Hales [2000] mesurent les offsets sagittaux $C7 - S1$ et $C7 - HA$. Alternativement, Schwab *et coll.* [2006] quantifient la *gîte T1* et Gangnet *et coll.* [2003] s'intéressent à la position de la tête en utilisant l'*offset CAM-HA*. Enfin, Skalli *et coll.* [2007] proposent l'*inclinaison globale* (FIGURE 2.3b), définie comme l'inclinaison de l'axe passant au mieux par HA , $S1$, les centres de tous les corps vertébraux et CAM (FIGURE 2.3b).



a - SVA, d'après Gelb *et coll.* [1995] et *gîte T9*, d'après Duval-Beaupère et Legaye [2004].

b - Offset $CAM-HA$, d'après Gangnet *et coll.* [2003] et *Inclinaison globale*, d'après Skalli *et coll.* [2007]

FIGURE 2.3 – Paramètres décrivant l'alignement relatif des repères anatomiques.

2.2.4 Valeurs physiologiques des paramètres posturaux dans le plan sagittal

La TABLE 2.1 détaille les corridors de normalité rapportés par différents auteurs concernant les courbures rachidiennes ainsi que la forme et l'orientation du bassin.

Concernant les courbures rachidiennes, la cyphose thoracique T4–T12 mesure en moyenne 40° avec un écart type de 10° (qui décrit la variation interpersonnelle). La lordose lombaire L1–S1 moyenne des populations étudiées est aux alentours de 60° bien que Guigui et Morvan [2002] et Gangnet *et coll.* [2003] trouvent respectivement une moyenne de 43° et 51° . Curieusement, le calcul des courbures maximales ($T4-max$ et $max-S1$) montre une lordose lombaire maximale consensuelle et une cyphose thoracique moyenne plus variable entre les études.

Au niveau du bassin, les valeurs physiologiques sont cohérentes entre les auteurs : l'incidence pelvienne mesure un peu plus de 50° (écart type : 10°) et la version pelvienne moyenne est de 12° (écart type : 6°).

Concernant la caractérisation de l'alignement *tête-rachis-bassin*, la *gîte T9* reste le paramètre les plus utilisé et vaut en moyenne 11° . Le SVA, très utilisé outre-Atlantique indique que C7 est situé en moyenne 30 mm en avant du bord postérieur du sacrum. D'autres paramètres tels que l'*inclinaison globale*, proposée par Skalli *et coll.* [2007] semblent apporter une information pertinente pour quantifier l'inclinaison de l'ensemble

TABLE 2.1 – Valeurs des paramètres posturaux sagittaux chez le sujet sain.

Étude	N	Âge (ans)	Courbures rachidiennes			Paramètres pelviens			Alignement sagittal		
			Cyphose thoracique (°)	Lordose lombaire (°)	Incidence Pelvienne (°)	Version pelvienne (°)	Pente sacree (°)	SVAs ^a (°)		Gîte T9 (°)	CAM-HA ^b (mm)
Stagnara <i>et coll.</i> [1982]	100	[20 - 29]	<i>T₇-T₁₂</i>	<i>T₇-max</i>	<i>L1-S1</i>	<i>max-S1</i>		41			
				37 [7 - 63]				[19 - 65]			
During <i>et coll.</i> [1985]	52	[19 - 44]						49 (8)	10 (6)	40 (9)	
Voutsinas et MacEwen [1986]	171	[15 - 20]						57(9)			
Gelb <i>et coll.</i> [1995]	100	57 (11)	34 (11) [9 - 66]					46 (9) [17 - 68]	12 (7)	42 (8)	-32 (32) [-101 - 77]
Legaye <i>et coll.</i> [1998]	28 (M) 21 (F)	24 (6) [19 - 50]						53(10) 48 (7)	10(5)	38 (8)	
Jackson et Hales [2000]	75	39 [20 - 63]	39 (12) [17 - 76]					<i>Le bassin est décrit différemment (FIGURE 2.2)</i>			
Vaz <i>et coll.</i> [2002]	100	27(4) [23 - 45]						52 (12) [33 - 85]	12 (6) [-1 - 28]	39 (9) [20 - 66]	
Guigui et Morvan [2002]	250		41 (9) [7 - 66]	42 (9) [7 - 65]	43 (11) [14 - 62]	63 (13) [38 - 101]	55 (11) [33 - 104]	13 (7) [-4 - 45]	42 (8) [19 - 64]		-11 (3) [-20 - -2]
Dival-Beaupère et Legaye [2004]	47	22				63 (11) [46 - 87]	52 (10) [34 - 78]	12 (6) [0 - 29]	40 (8) [25 - 59]		-11 (3) [-20 - -5]
Roussouly <i>et coll.</i> [2005]							52 (11) [34 - 84]	12 (6) [-5 - 31]	40 (8) [21 - 66]		
Vialle <i>et coll.</i> [2005]	300	35 (12) [20 - 70]	41 (10) [0 - 69]	41 (10) [7 - 66]		60 (10) [30 - 89]	55 (11) [33 - 82]	13 (6) [-5 - 27]	41 (8) [17 - 63]		-10 (3) [-19 - 2]
Schwab <i>et coll.</i> [2006]	25	30 (6) [21 - 40]		38 (12)	60 (14)		52 (10)	13 (7)	39 (9)		
	24	47 (6) [41 - 60]		37 (9)	60 (8)		53 (8)	14 (6)	40 (7)		
	22	71 (5) [60 - ?]		44 (12)	57 (11)		51 (9)	16 (6)	36 (9)		
Gaugnet <i>et coll.</i> [2006]	30	30 (9)	36(8)		51 (8)		50 (9)	13 (7)	38 (6)	30 (9)	-9 (3) [-55 - 40]

Moyenne (\bar{m}), écart-type (SD) et étendue des valeurs sont reportées comme suit : \bar{m} (SD) [min - max]. Les valeurs ont été arrondies à l'unité.

- a. **SVAs** : *Sagittal Vertical Axis*. Débord de C7 par rapport au coin postéro-supérieur du sacrum.
- b. **CAM-HA** : distance entre le milieu des conduits auditifs CAM et le centre de l'axe bicoxofémoral.

supporté par les têtes fémorales. En effet, le corridor de normalité à un écart type estimé à $0^\circ \pm 3^\circ$ chez le sujet sain pour ce paramètre souligne son caractère invariant entre les individus.

2.3 Chaîne de corrélation entre descripteurs de l'équilibre pelvi-rachidien

La configuration pelvi-rachidienne est caractérisée par une grande variabilité interpersonnelle, ce qui complique la définition de corridors de normalité. Afin d'augmenter la sensibilité du diagnostic et de mieux comprendre les mécanismes posturaux, différentes équipes se sont intéressées aux relations liant les différents paramètres entre eux. Le lien entre courbure lombaire et orientation sacrée est graphiquement mis en évidence par Stagnara *et coll.* [1982] puis confirmé par d'autres auteurs [Berthonnaud *et coll.*, 2005a, Vialle *et coll.*, 2005].

La **TABLE 2.2** récapitule les corrélations linéaires mises en relief par trois études. On retrouve la relation forte qui lie la pente sacrée et lordose lombaire. D'autre part la première ligne du tableau montre que la morphologie du bassin joue un rôle clé dans la stratégie posturale. En effet, l'incidence pelvienne est fortement corrélée avec la pente sacrée mais également en moindre mesure avec la version pelvienne et avec la lordose lombaire.

Au contraire, la cyphose thoracique ressort comme un paramètre relativement indépendant des autres paramètres. Toutefois, Berthonnaud *et coll.* [2005b] rappelle que les courbures rachidiennes sont significativement corrélées entre elles (bien que faiblement, $R = 0,3$), ce qui laisse penser que d'autres paramètres contribuent à définir la courbure thoracique.

L'analyse des coefficients de corrélation a été complétée par certaines équipes à l'aide de formules de régression multilinéaires (détaillées en annexe C.2, page XXIV). En particulier, Legaye *et coll.* [1998] montrent une influence faible des paramètres de la courbure scoliotique (angle de Cobb et rotation vertébrale apicale) sur ceux décrivant la posture dans le plan sagittal. En revanche, la prise en compte de l'incidence et du porte à faux en sus de la pente sacrée permet de mieux expliquer l'amplitude de la lordose lombaire.

D'autre part, Gille [2006] lie la lordose lombaire à l'incidence pelvienne, résultat confirmé par Tanguay *et coll.* [2007] sur une population de 272 enfants asymptomatiques.

En analysant une population de 300 volontaires asymptomatiques, Vialle *et coll.* [2005] formalisent la relation entre la morphologie et l'orientation du bassin en prenant éventuellement en compte les courbures rachidiennes maximales.

$$PT = -7 + 0,37 \cdot PI \quad (2.2)$$

$$LL_{max/S1} = -2,72 - 1,1 \cdot IP + 1,1 \cdot VP - 0,31 \cdot CT_{T4/max} \quad (2.3)$$

où IP est l'incidence pelvienne, VP la version pelvienne, $CT_{T4/max}$ la cyphose thoracique maximale et $LL_{max/S1}$ la lordose lombaire maximale.

De même, Lafage *et coll.* [2011] montrent grâce à une analyse en composante principales que le triplet {incidence, lordose lombaire maximale, cyphose thoracique maximale} est un très bon prédicteur de la version pelvienne. En particulier, les courbures

TABLE 2.2 – Coefficients de corrélations (*Pearson*) entre descripteurs de l'équilibre pelvi-rachidien chez le sujet asymptomatique.

	Bassin		Rachis		Étude
	<i>Version Pelvienne</i>	<i>Pente Sacrée</i>	<i>Cyphose Thoracique</i>	<i>Lordose Lombaire</i>	
<i>Incidence Pelvienne</i>	0,54*	0,84*	-	0,60*	Legaye <i>et coll.</i> [1998]
	0,62*	0,81*	NS	0,62*	Berthonnaud <i>et coll.</i> [2005a]
	0,66	0,81	0,04	0,69	Vialle <i>et coll.</i> [2005]
<i>Version Pelvienne</i>		-	-	NS	Legaye <i>et coll.</i> [1998]
		NS	NS	0,21	Berthonnaud <i>et coll.</i> [2005a]
		0,13	-0,12	0,26	Vialle <i>et coll.</i> [2005]
<i>Pente Sacrée</i>			-	0,86*	Legaye <i>et coll.</i> [1998]
			NS	0,65*	Berthonnaud <i>et coll.</i> [2005a]
			0,06	0,86	Vialle <i>et coll.</i> [2005]
<i>Cyphose Thoracique</i>				-	Legaye <i>et coll.</i> [1998]
				0,27*	Berthonnaud <i>et coll.</i> [2005a]
				0,35	Vialle <i>et coll.</i> [2005]

* signale une corrélation significative à plus de 99%.

NS : Non Significatif

Note : Vialle *et coll.* [2005] n'ont pas publié la significativité des coefficients calculés.

rachidiennes maximales parviennent à mieux expliquer les phénomènes de ré-orientation du bassin que les mesures conventionnelles dont les bornes sont anatomiquement prédéfinies à la charnière thoraco-lombaire.

$$VP = 1,14 + 0,71 \cdot IP + 0,52 \cdot LL_{max/S1} + 0,19 \cdot CT_{T4/max} \quad (2.4)$$

Cette dernière équation confirme la pertinence des facteurs choisis par Vialle *et coll.* [2005] dans la relation donnée par l'équation 2.3 mais en insistant sur le rôle de l'orientation du bassin.

2.3.1 Classifications

À côté des formalisations scientifiques qui permettent de mieux comprendre le rôle de chaque segment osseux dans la stratégie posturale, d'autres études cliniques ont utilisé ces relations dans le double but :

- de décrire la configuration posturale de manière pertinente à l'aide d'un nombre réduit de paramètres,
- et de cerner plus précisément les valeurs de référence personnalisées en dépit de l'importante variation des paramètres constatée chez le sujet sain.

Ces analyses aboutissent à la définition de classifications qui formalisent la description du déséquilibre et éventuellement facilitent sa prise en charge thérapeutique.

Morphotypes de Delmas [1951]

Delmas [1951] définit chez l'asymptomatique trois morphotypes de courbures rachidiennes, à savoir :

- un morphotype « *statique* » à courbures effacées,
- un morphotype « *intermédiaire* », et
- un morphotype « *dynamique* » à courbures accentuées.

Cette première classification profite de la relation entre les courbures rachidiennes et permet d'appréhender plus facilement la disparité de courbures constatée chez l'asymptomatique. Toutefois, l'analyse reste qualitative et le bassin, dont l'influence sur le rachis est souligné par Dubousset [1994] n'est pas pris en compte.

Types de dos de Roussouly *et coll.* [2005]

En soulignant la relation forte entre le bassin et la pente sacrée, Roussouly *et coll.* [2005] complètent les morphotypes de Delmas [1951] en analysant la relation entre l'orientation du bassin et la courbure lombaire (voir **FIGURE 2.4**). Quatre types de dos sont ainsi décrits :

- Le dos de « *type 1* » est caractérisé par une pente sacrée faible ($<35^\circ$) et une *inclinaison lombaire*¹ marquée vers l'arrière.. L'apex de la lordose est situé au milieu du corps de L5 et peu de vertèbres (4 en moyenne) constituent la lordose.

1. L'*inclinaison lombaire* est définie dans le plan sagittal par Roussouly *et coll.* [2005] comme l'inclinaison par rapport à la verticale de l'axe joignant le coin antéro-supérieur du sacrum et le point d'inflexion de la courbe qui longe les murs antérieurs des vertèbres.

- Le dos de « *type 2* » est également caractérisé par une pente sacrée faible ($< 35^\circ$) mais l'inclinaison lombaire vers l'arrière est moins marquée. L'apex de la lordose est situé dans la partie inférieure du corps de L4 et cinq vertèbres en moyenne constituent la lordose.
- Le dos de « *type 3* » est caractérisé par une pente sacrée intermédiaire (entre 35° et 45°) et une inclinaison quasi nulle. L'apex de la lordose est situé au milieu du corps de L4 et quatre vertèbres en moyenne constituent la lordose.
- Le dos de « *type 4* » est caractérisé par une pente sacrée forte ($> 45^\circ$) et une inclinaison lombaire nulle ou vers l'avant. L'apex de la lordose est situé à la base du corps de L4 et cinq vertèbres en moyenne constituent la lordose.

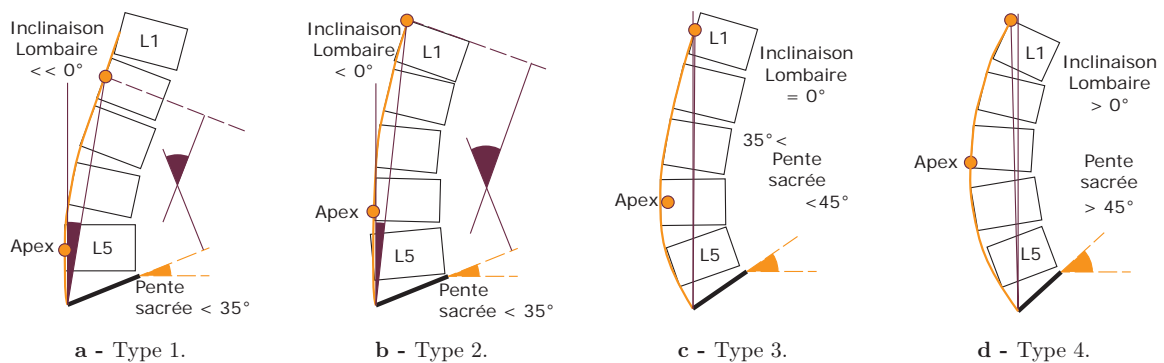


FIGURE 2.4 – Classification de la configuration sagittale par Roussouly *et coll.* [2005].

Cependant, cette classification se limite à la courbure lombaire et occulte les segments situés au dessus de L1. De plus, la pente sacrée est un paramètre positionnel, qui peut être modifié suite à un traitement orthopédique ou chirurgical. Barrey *et coll.* [2007a] complètent donc cette classification en tenant compte de la morphologie du bassin. Ces auteurs proposent ainsi de classer les sujets en fonction de leur incidence plutôt que leur pente sacrée. La population normale est ainsi divisée en six classes d'incidence de largeur 10° , la première classe regroupant les patients dont l'incidence est inférieure à 38° et la sixième classe ceux dont l'incidence est supérieure à 78° .

L'intérêt principal de cette dernière classification est dû au caractère morphologique de l'incidence. En effet, ce paramètre n'est normalement que peu modifié par les pathologies rachidiennes. Or, les corridors de normalité des autres paramètres cliniques (notamment les courbures rachidiennes) sont plus étroits à l'intérieur d'une classe d'incidence que lorsque l'ensemble de la population asymptomatique est considérée.

Ainsi, la prise en compte de l'incidence pelvienne peut permettre de réduire les corridors de normalité et de mieux comprendre les déséquilibres posturaux des patients.

2.4 Analyse biomécanique de l'équilibre postural

L'observation et la mesure des paramètres cliniques permettent de constater les différences entre la configuration géométrique du squelette des sujets asymptotiques et des patients sans expliquer les phénomènes sous-jacents. L'analyse biomécanique per-

met par contre de mieux comprendre pourquoi certaines postures sont plus difficiles à maintenir (**FIGURE 2.5**).

En effet, si l'on considère l'ensemble du corps humain en position érigée comme un solide mécanique (S) à l'équilibre statique, on peut appliquer le principe fondamental de la statique en terme de force grâce à l'équation 2.5,

$$\sum \vec{F}_{ext} = \vec{0} \quad (2.5)$$

et de moment en tout point $B \in (S)$, grâce à l'équation 2.6.

$$\sum \vec{M}_{\vec{F}_{ext}/B} = \vec{0} \quad (2.6)$$

où \vec{F}_{ext} désigne les forces extérieures s'exerçant sur le solide et $\vec{M}_{\vec{F}_{ext}/B}$ le moment généré par la force \vec{F}_{ext} au point B.

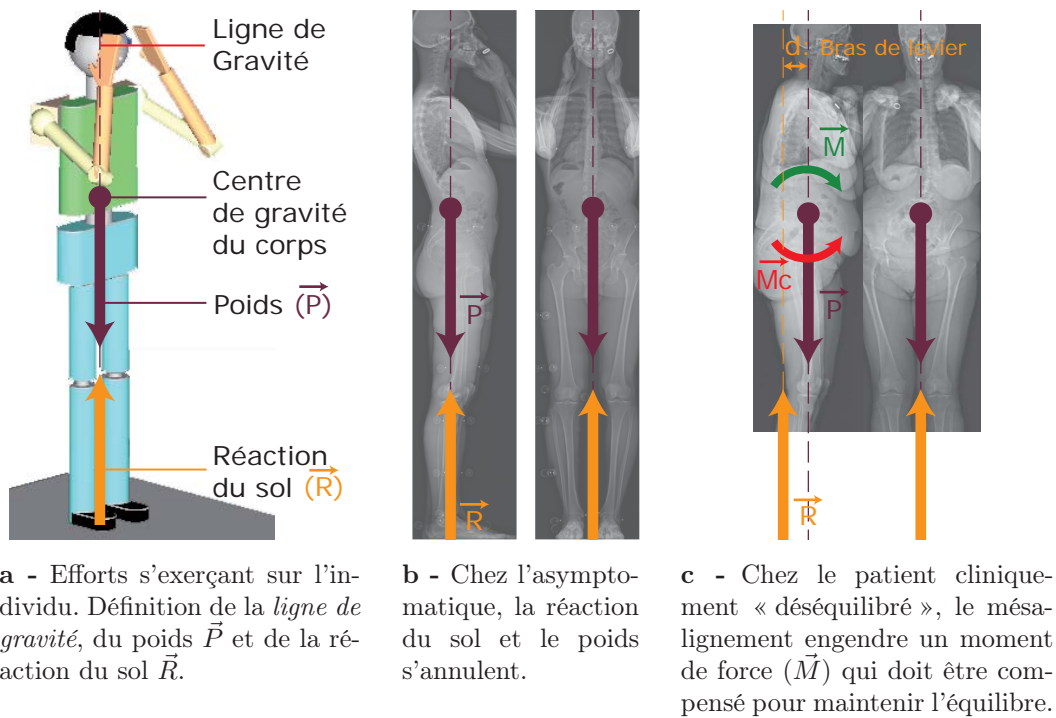
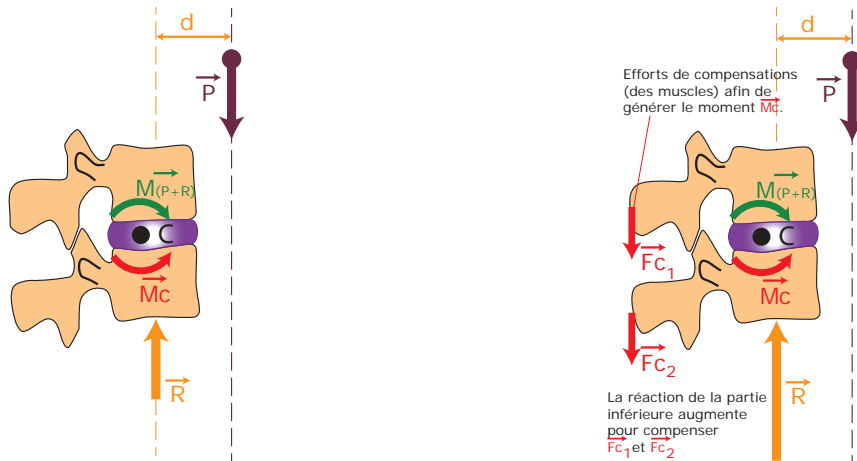


FIGURE 2.5 – Modèle biomécanique illustrant les efforts s'exerçant sur l'individu en position érigée.

Dans le cas du corps humain en position érigée, la gravité génère une force verticale sur chaque segment du corps d'amplitude proportionnelle à leur masse respective. La résultante de ces forces peut-être modélisée comme un effort unique (\vec{P}) orienté vers le bas dont le point d'application définit le centre de gravité du corps. La droite d'action du poids, verticale passant par le centre de gravité (**FIGURE 2.5**) est appelée « *ligne de gravité* » en biomécanique. L'équation 2.5 indique la présence d'une force de réaction, matérialisée par la résultante des actions du sol qui s'appliquent sous la surface des pieds et sont transmises par l'intermédiaire de la cheville et des membres inférieurs au bassin.

Chez certains patients, la droite d'action de la résultante des actions du sol (\vec{R}) n'est pas confondue avec la ligne de gravité. Ce couple de force génère donc un moment (\vec{M}) proportionnel à la distance entre les deux droites d'action (d), communément appelée « bras de levier ». Toutefois, en vertu de l'équation 2.6, il doit exister un moment contraire, noté $\vec{M}c$ sur la **FIGURE 2.5c** afin que le système (ici le patient) reste en équilibre.



a - Le bras de levier du poids engendre un moment de force qui doit être compensé.

b - Des efforts supplémentaires peuvent permettre de générer un moment de compensation et de neutraliser celui engendré par les efforts gravitaires.

FIGURE 2.6 – Modèle biomécanique illustrant les efforts des compensations nécessaires pour compenser les efforts gravitaires.

De même, si l'on considère une unité fonctionnelle de la colonne vertébrale (**FIGURE 2.6**), c'est à dire deux vertèbres adjacentes et l'ensemble des structures passives qui les lient (disque, ligaments), le bilan des forces extérieures appliquées contient nécessairement le poids de la partie supérieure à cette unité fonctionnelle et à la force de réaction qui ne peut être transmise qu'au travers du contact avec la partie inférieure. Dans le cas où les droites d'actions de ces deux forces ne coïncident pas, le moment \vec{M} généré doit être compensé par un moment de compensation $\vec{M}c$ pour assurer l'équilibre de l'unité fonctionnelle. De l'existence de $\vec{M}c$ se déduit l'existence d'efforts supplémentaires sur l'unité fonctionnelle. En particulier au niveau lombaire, Pomero [2002] montre comment les muscles et l'élasticité des structures passives peuvent permettre de générer ces efforts de compensation. Cependant, ces efforts supplémentaires peuvent générer une fatigue musculaire et dégrader de manière précoce les structures articulaires [Skalli *et coll.*, 2007].

2.4.1 Contraintes s'exerçant sur le rachis lombaire

De même, Templier [1998] étudie de manière similaire les efforts subis par les disques intervertébraux au moyen du modèle de Lavaste [1990]. La **TABLE 2.3** montre ainsi que lorsque le tronc est incliné de 45° , les efforts s'exerçant sur les disques intervertébraux sont de cinq à sept fois plus importants qu'en position érigée.

TABLE 2.3 – Efforts exercés sur les disques lombaires pour différentes orientations du tronc. Le modèle est paramétré pour un adulte de 70kg portant une charge de 45kg [Templier, 1998].

		Tronc vertical (N)	Tronc incliné de 45 ° (N)
Efforts au niveau du disque intervertébral	L5 / S1	750	4650
	L4 / L5	660	4430
	L3 / L4	710	4470
	L2 / L3	790	4330
	L1 / L2	750	3945

Plus récemment, Travert *et coll.* [accepted] analysent les effets d'un décalage du point d'application de l'effort sur une vertèbre isolée en termes de contraintes (**FIGURE 2.7**) internes. Si l'effort est appliqué à l'aplomb de la vertèbre, les contraintes à l'intérieur du corps vertébral restent faibles et distribuées de manière homogène. En revanche, un décalage d'un centimètre génère une augmentation des contraintes de 150% à l'intérieur du corps vertébral. Bien que cette étude ne concerne qu'une seule vertèbre, ces observations sont généralisables à l'unité fonctionnelle (2 vertèbres et un disque). Dans ce dernier cas, le disque intervertébral sera fortement contraint lors de l'application d'un effort désaxé du fait de la différence de rigidité entre l'os des vertèbres et le tissu des disques. Cette hypercontrainte locale peut alors dégrader les tissus et être responsable de douleurs ou d'inflammations.

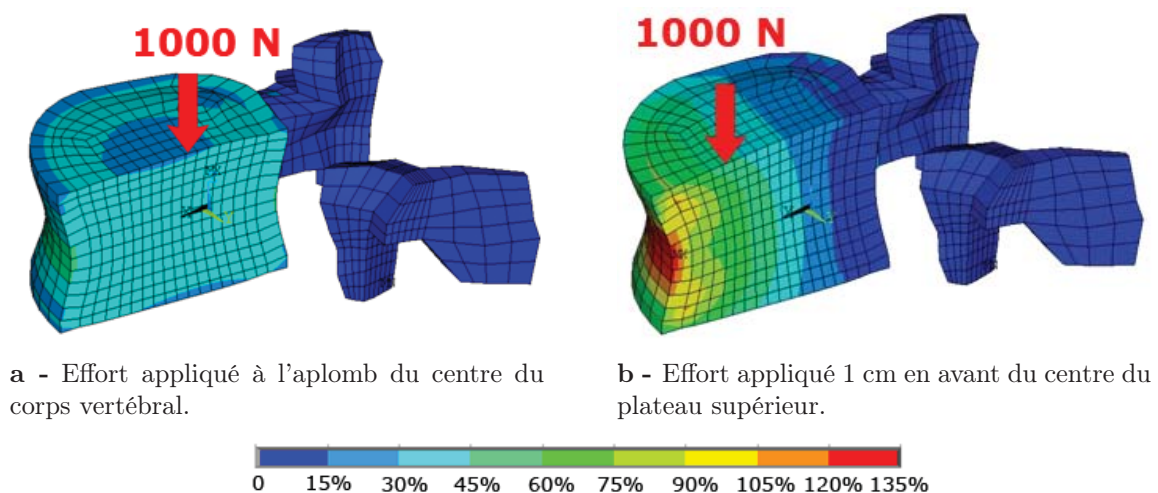


FIGURE 2.7 – Contraintes (de *von Mises*) subies par la vertèbre suite à l'application d'un effort au milieu et en avant du plateau supérieur [Travert *et coll.*, accepted]. Un décalage du point d'application de l'effort entraîne une augmentation des contraintes au sein du corps vertébral. Image LBM.

2.4.2 La barycentremétrie

Si les modèles théoriques mettent en évidence les efforts nécessaires au maintien de certaines postures et attirent l'attention sur les contraintes auxquelles est soumis le squelette, ces approches ne sont pas dédiées à l'étude clinique personnalisée. De plus, leur résultats doivent faire l'objet de validations pour cette application particulière. Duval-Beaupère *et coll.* [1975] ont mis au point un scanner à rayons gamma permettant d'estimer la masse et le centre de gravité d'une tranche du corps humain : le barycentremètre. Combiné à des clichés radiographiques, ce système leur permet en additionnant les masses des tranches adéquates de visualiser la position du centre de gravité de l'ensemble supporté par chaque niveau vertébral et par les deux cotyles. Dès lors, il devient possible de mesurer le « bras de levier », et donc les moments induits par les forces gravitaires à chaque niveau.

En particulier, Duval-Beaupère *et coll.* [1992] montrent alors que le centre de gravité de l'ensemble supporté par les deux cotyles est invariablement situé à l'aplomb du centre bicoxofémoral et en avant de T9 chez 17 sujets asymptotiques (**FIGURE 2.8**). Ainsi, cette étude montre que le poids du tronc et de la tête n'exercent aucun effort à même de faire pivoter le bassin autour des têtes fémorales chez le sujet asymptotique.

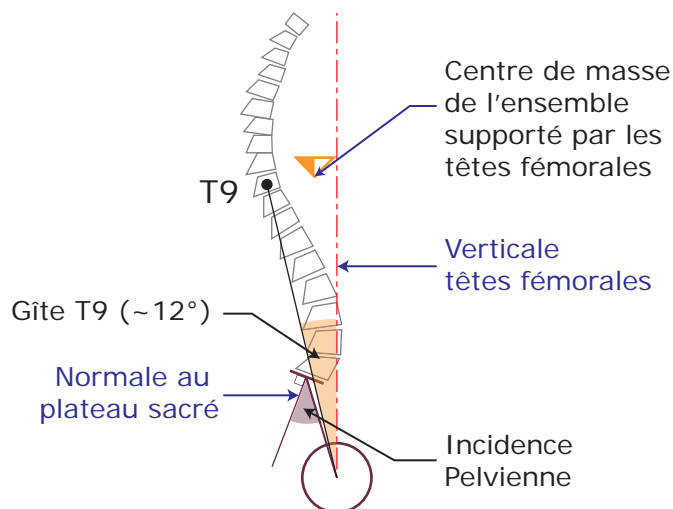
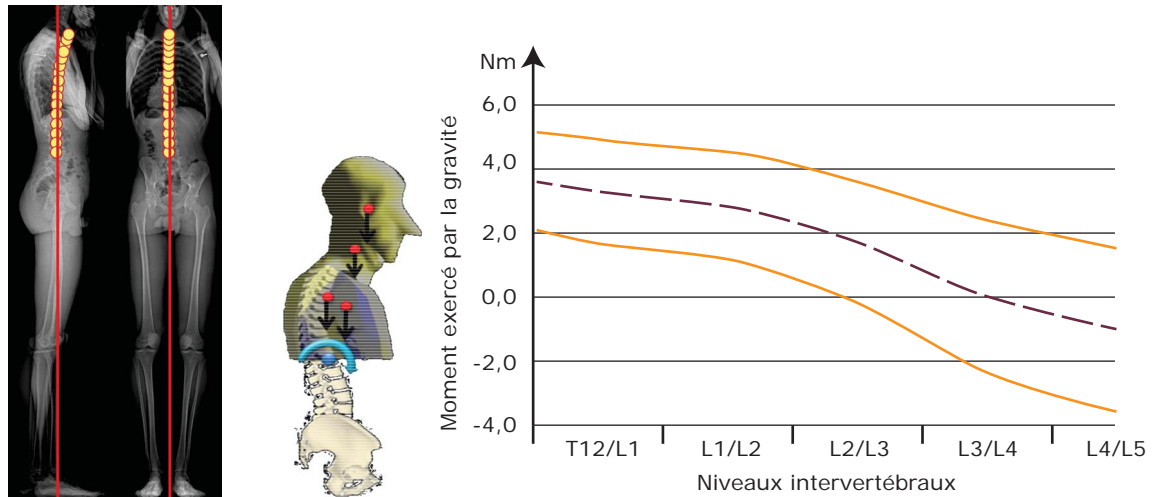


FIGURE 2.8 – Analyse barycentremétrique et définition de la *gîte T9* d'après Duval-Beaupère et Legaye [2004].

Le barycentremètre n'étant pas un outil destiné à l'utilisation clinique quotidienne, Legaye et Duval-Beaupère [2008] valident un outil statistique permettant d'estimer le « bras de levier » en L3 dans le plan sagittal à partir de mesures radiographiques conventionnelles.

En parallèle, Pokorski [2007] propose d'appliquer la technique des tranches à des modèles géométriques tridimensionnels personnalisés complets (squelette et enveloppe externe) réalisés à partir d'images stéréo-radiographiques en considérant les densités proposées par Dempster [1955]. À partir d'une paire de radiographies EOS™, cette étude parvient à calculer le centre de masse de l'ensemble supporté par les pieds, les genoux, le bassin et chaque niveau vertébral pour 16 adultes asymptotiques (**FIGURE 2.9**).

De plus, ces travaux proposent un premier modèle de calcul pour estimer le moment de force dû à la gravité le long de la colonne vertébrale.



a - Les centres de masses élémentaires peuvent être déterminés en 3D.

b - Le calcul des bras de leviers permet d'établir le corridor de normalité des moments de flexion induits par les forces de gravité à chaque étage vertébral (un écart type). Le moment de flexion s'annule vers L3. Le poids supporté par cette vertèbre s'exerce donc à son aplomb chez le sujet asymptomatique.

FIGURE 2.9 – Analyse barycentremétrique à partir de stéréoradiographies et calculs des moments de flexion exercés sur chaque étage vertébral [Pokorski, 2007].

Alors que le barycentremètre effectue sa mesure couché et uniquement dans le plan sagittal, cette approche peut permettre d'analyser les efforts exercés par la gravité sur les segments de la tête aux pieds en position érigée et en trois dimensions. Toutefois, le caractère préliminaire de ces travaux et la durée nécessaire à la réalisation de ces modèles tridimensionnels personnalisés complètes dédie pour l'instant cette approche à une utilisation en recherche plutôt qu'en routine.

Ces premiers résultats confirment les observations de Duval-Beaupère et Legaye [2004] qui montrent que les centres de masse des ensembles supportés par chaque vertèbre et les têtes fémorales sont quasiment à la verticale l'un de l'autre à 3 mm près. Sur la **FIGURE 2.9a**, ce résultat semble s'étendre au cas de l'ensemble supporté par les genoux et même par les pieds. D'un point de vue pratique, cela signifie que l'on peut estimer le bras de levier associé à l'effort gravitaire pour tous les niveaux lombaires à partir du moment où l'on connaît la ligne de gravité.

2.4.3 L'étude de la posture par rapport à la ligne de gravité

Ainsi, la mesure de la ligne de gravité à l'aide d'une plate-forme de force peut permettre d'estimer le bras de levier généré par les efforts gravitaires sur des cohortes plus larges.

Dispositifs

Des méthodes dédiées permettent en effet d'exprimer les données issues d'une plateforme disposée sous les pieds du patient et celles issues de radiographies dans un repère commun [Duflos et Pokorski, 2007]. Certains auteurs proposent donc d'investiguer la configuration géométrique du squelette par rapport à la ligne de gravité. La **FIGURE 2.10** montre différentes implémentations de dispositifs pour faire l'acquisition simultanée des données radiographiques et gravitaires.



a - Dispositif décrit par Roussouly *et coll.* [2006b]. Le patient saisit des poignées à hauteur des épaules.



b - el Fegoun *et coll.* [2005] demandent au patient de poser les doigts sur les clavicules.



c - La cabine de stéréo-radiographie [Gangnet *et coll.*, 2003] permet au patient de saisir des poignées au niveau de la tête.

FIGURE 2.10 – Dispositifs et protocoles d'acquisition pour l'analyse radiographique du squelette par rapport à la ligne de gravité.

Configuration géométrique du squelette par rapport à la ligne de gravité

L'analyse sagittale de l'ensemble pelvi-rachidien est systématiquement réalisée par plusieurs équipes mais certaines étendent la zone décrite à la tête [Gangnet *et coll.*, 2003] ou aux chevilles [Schwab *et coll.*, 2006]. La **TABLE 2.4** synthétise les corridors mesurés chez le sujet asymptomatique quant à la position de certains repères anatomiques clés par rapport à la ligne de gravité dans le plan sagittal.

Dans le plan coronal, el Fegoun *et coll.* [2005] investiguent également la configuration géométrique chez les sujets asymptomatiques et les sujets scoliotiques tandis que Gangnet *et coll.* [2003] quantifie la posture tridimensionnelle de sujets asymptomatiques par rapport à la ligne de gravité. La **TABLE 2.5** synthétise les corridors mesurés chez l'asymptomatique et le sujet scoliotique qui concernent le plan coronal.

Analyse des résultats. L'analyse qualitative de la configuration géométrique du squelette par rapport à la ligne de gravité est relativement consensuelle. Ainsi, tous les auteurs remarquent que la ligne de gravité est très proche du centre bicoxofémoral (HA, défini par Jackson et McManus [1994] comme le milieu du segment reliant les centres des deux têtes fémorales). Tous montrent également que la ligne de gravité passe généralement entre les têtes fémorales et le sacrum pour la plupart de la population normale et que le bras de levier en C7 n'est généralement pas nul. De même, dans le plan coronal, les deux publications s'accordent pour placer la ligne de gravité à droite de l'axe

TABLE 2.4 – Position relative de certains repères anatomiques par rapport à la ligne de gravité dans le plan sagittal. Une valeur positive indique que le repère est situé en avant de la ligne de gravité.

	Vaz <i>et coll.[2002]</i>	Roussouly <i>et coll.[2006a]</i>	Gangnet <i>et coll.[2003]</i>	el Fegoun <i>et coll.[2005]</i>	Schwab <i>et coll.[2006] ^a</i>		
Données démographiques et cliniques							
N	100	153	30	41	25	24	22
Âge (ans)	27 (4) [23 – 45]	27 [18 – 48]	30 (9)	45 [20 – 84]	30 (6) [21 – 40]	47 (6) [41 – 60]	71 (5) [60 – ?]
Offset postéro-antérieur des repères par rapport à la ligne de gravité (mm)							
CAM ^b			28 (30) [-20 – 90]				
C7		-35 (19) [-141 – 80]	13 (27) [-38 – 59]	-57 (33) [-127 – 31]			
T4			-20 (25) [-65 – 63]		-93 (28)	-96 (23)	-97 (37)
T9			-26 (22) [-81 – 19]		-92 (26)	-95 (17)	-111 (35)
T12			-9 (20) [-50 – 37]		-61 (23)	-62 (18)	-81 (31)
L3			18 (16) [-15 – 53]		-16 (24)	-21 (18)	-38 (25)
S1 ^c	-36 (15)		6 (15) [-31 – 33]				
S1 _{ant} ^d				-13 (23) [-57 – 33]	-8 (24)	-21 (22)	-31 (22)
HA ^e	-0,9 (13)		28 (14) [-13 – 57]	1 (21) [-52 – 49]	-6 (21)	6 (22)	13 (23)
Heel ^f					-122 (28)	-117 (21)	-115 (27)

Si disponibles, moyenne (\bar{m}), écart-type (SD) et étendue des valeurs sont reportés comme suit :

\bar{m} (SD)
[min – max] . Les valeurs sont arrondies à l'unité.

a. Schwab *et coll.* [2006] décomposent une population de 71 sujets asymptomatiques en trois classes selon leur âge.

b. **CAM** est le milieu du segment reliant les deux conduits auditifs externes (pores externes).

c. **S1** est le milieu du plateau sacré.

d. **S1_{ant}** est le coin antéro-supérieur du sacrum.

e. **HA** est le milieu du segment reliant les centres des deux têtes fémorales.

f. **Heel** est le milieu du segment reliant les deux chevilles.

TABLE 2.5 – Position relative de certains repères anatomiques par rapport à la ligne de gravité dans le plan coronal. Une valeur positive indique que le repère est situé à gauche de la ligne de gravité.

	Gangnet <i>et coll.</i> [2003]	el Fegoun <i>et coll.</i> [2005]	
Données démographiques et cliniques			
Sujets	<i>Asymptomatiques</i>	<i>Scoliotiques</i>	
N	30	41	44
Âge (ans)	30 (9)	45 [20 – 84]	60 [24 – 88]
Offset médio-latéral des repères par rapport à la ligne de gravité (mm)			
C7	7 (11) [-29 – 22]	30 (19) [-32 – 64]	32 (27) [-71 – 78]
S1 ^a	5 (11) [-38 – 33]	26 (18) [-41 – 63]	30 (17) [-17 – 67]
HA ^b	6 (11) [-35 – 32]	26 (16) [-35 – 35]	33 (19) [-9 – 83]

Si disponibles, moyenne (\bar{m}), écart-type (SD) et étendue des valeurs sont reportés comme suit : \bar{m} (SD) [min – max]. Les valeurs sont arrondies à l'unité.

a. **S1** est le milieu du plateau sacré.

b. **HA** est le milieu du segment reliant les centres des deux têtes fémorales.

rachidien. el Fegoun *et coll.* [2005] montrent même que ce résultat se confirme chez les patients scoliotiques.

Par contre, les quantifications effectuées par les différentes équipes ne sont pas toujours comparables. En valeur moyenne, Roussouly *et coll.* [2006b] indiquent par exemple C7 à 3,5 cm en arrière de la ligne de gravité quand Gangnet *et coll.* [2003] la situent 1,5 cm en avant. De même Schwab *et coll.* [2006] situent T9 environ 9 cm en arrière de la ligne de gravité quand Gangnet *et coll.* [2003] d'une part, et Duval-Beaupère et Legaye [2004], d'autre part, trouvent respectivement 2,5 cm et 3 cm en avant de T9. Le fait que les différentes équipes utilisent des protocoles d'acquisition différents peut expliquer l'incohérence de certaines mesures. En particulier, la position du patient durant l'acquisition n'est pas commune à l'ensemble des études. Si l'équipe d'el Fegoun et Schwab place le patient dans la position standardisée recommandée par la *Scoliosis Research Society* (*free stanfing position* décrite par Faro *et coll.* [2004]), l'équipe de Roussouly et les travaux du laboratoire à l'aide de la cabine de stéréo-radiographie mettent des poignées à disposition des sujets. Or, plusieurs auteurs ont souligné l'influence de petits changements dans la position du patient lors de l'acquisition sur les valeurs des paramètres mesurés [Marks *et coll.*, 2009, 2003, Vedantam *et coll.*, 2000]. Assurer un positionnement standardisé lors de l'acquisition devrait permettre de comparer plus précisément les résultats de différentes études et faciliter l'observation des évolutions lors du suivi longitudinal des patients.

Conclusion et résumé du chapitre

La prise en compte de la configuration géométrique globale semble permettre d'affiner la compréhension des pathologies rachidiennes. Parmi les paramètres les plus couramment utilisés, les courbures rachidiennes sont décrites au moyen de la *cyphose T4-T12* et la *lordose L1-S1*. De même, le triplet *incidence pelvienne, version pelvienne, pente sacrée* décrit la morphologie et l'orientation du bassin. L'alignement des segments dans le plan sagittal est quant à lui historiquement décrit grâce à la *gîte T9* et au *SVA* mais ces mesures pourraient être avantageusement complétées par l'*inclinaison globale* qui prend en compte la position de la tête, du rachis et du bassin.

L'étude de la configuration squelettique par rapport à la ligne de gravité permet ainsi d'estimer les efforts nécessaires à son maintien. Ainsi le système EOS™ devrait permettre de mieux diagnostiquer et mieux comprendre le déséquilibre postural associé à certaines pathologies rachidiennes. Afin d'améliorer la prise en charge des pathologies rachidiennes, la première partie du travail personnel s'attachera à valider et développer de nouveaux outils pour l'analyse globale tridimensionnelle de la posture. Après avoir mis en place les différents outils et procédures nécessaires pour analyser l'équilibre postural en trois dimensions par rapport à la ligne de gravité, une étude transversale comparant la posture de patients par rapport à la ligne de gravité à celle de sujets asymptomatiques permettra de proposer de nouveaux critères tridimensionnels de normalités.

3 Correction du déséquilibre au moyen d'ostéotomies vertébrales

3.1 Introduction

Dans les cas de grandes déformations rachidiennes entraînant un déséquilibre postural, la correction chirurgicale au moyen d'ostéotomies vertébrales peut être envisagée. Ces interventions consistent à retirer une partie plus ou moins importante des vertèbres puis à refermer l'espace créé afin d'augmenter la courbure rachidienne locale.

Récemment, plusieurs études ont fait la synthèse des différentes techniques d'ostéotomies et décrit les différentes indications de ces interventions. Bridwell *et coll.* [2003] proposent ainsi leur utilisation dans les cas de rachis rigides tandis que Heary et Bono [2006] décrivent une indication pour les cas de cyphoses post-traumatiques. La résection de certaines tumeurs peut également conduire à retirer un espace important dans la colonne vertébrale. Enfin, le raccourcissement de la colonne vertébrale, en particulier au niveau du mur postérieur a permis à Grande *et coll.* [2006] d'éviter la tension de la moelle épinière.

3.2 Techniques chirurgicales

Différentes techniques chirurgicales sont décrites dans la littérature pour réaliser ces interventions. Ainsi, les premières méthodes proposées consistent à allonger la colonne vertébrale au niveau du mur antérieur en « ouvrant » des espaces lors de l'intervention, éventuellement comblés par du greffon [Smith-Petersen *et coll.*, 1969]. Ces dernières années, les techniques les plus décrites consistent, à l'inverse, à raccourcir la partie postérieure de la colonne vertébrale en retirant une portion cunéiforme plus ou moins importante puis en « refermant ». Les techniques chirurgicales de correction par ostéotomie de fermeture peuvent être scindées en trois types.

3.2.1 Ostéotomies postérieures multiples

Cette technique consiste à réséquer une partie de l'arc postérieur, notamment les processus articulaires et épineux sur plusieurs vertèbres. L'amplitude de la rotation peut être estimée en fonction de la courbure préopératoire.

- Si le segment est cyphosé, le gain peut aller jusqu'à 15°.
- Entre 0° et 10° de lordose, on peut espérer un gain en lordose de 10°.

3 - CORRECTION DU DÉSÉQUILIBRE AU MOYEN D'OSTÉOTOMIES VERTÉBRALES

- En revanche, si le niveau présente déjà une courbure locale lordotique de plus de 10° , il ne faut pas s'attendre à augmenter de plus de 5° la lordose au moyen d'une ostéotomie postérieure.

En intervenant sur plusieurs niveaux, le chirurgien peut ainsi modifier la courbure rachidienne sagittale de manière progressive et à l'aide de gestes modérément invasifs. La mise en place de cages facilite la conservation de l'espace inter-somatique, notamment du côté antérieur.

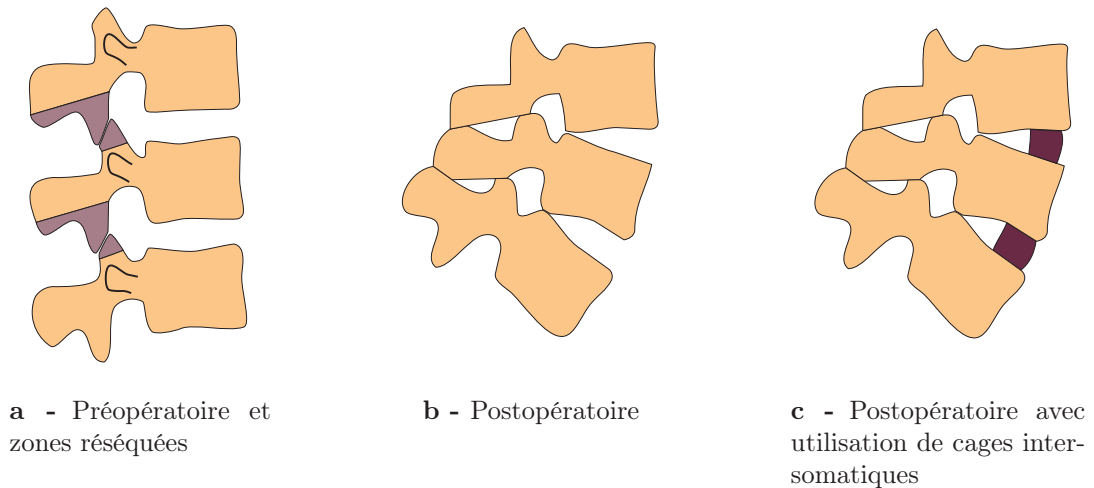


FIGURE 3.1 – Schéma de la technique des ostéotomies postérieures multiples. Image d'après Aurouer *et coll.* [2009].

3.2.2 Ostéotomie transpédiculaire

Cette technique consiste à retirer une partie plus importante d'un niveau isolé. Classiquement, l'ensemble de l'arc postérieur est retiré puis un coin est taillé dans le corps vertébral. Comme dans le cas des ostéotomies postérieures, la mise en place de cages peut permettre de conserver l'espace inter-somatique, notamment du côté antérieur.

Selon les auteurs, cette technique permet de gagner de 30° [Bridwell *et coll.*, 2004] à 40° [Danisa *et coll.*, 2000]. Dans certains cas, il est possible de créer une découpe angulaire plus importante en retirant une partie du disque intervertébral supérieur (**FIGURE 3.2c**) ou en effectuant une découpe en « Y ».

Enfin, l'ostéotomie transpédiculaire n'est pas nécessairement symétrique dans le plan coronal. En effectuant un découpage asymétrique dans le corps vertébral ou en ne refermant pas complètement la zone réséquée, le chirurgien peut corriger la courbure et l'alignement dans les plans coronal et sagittal simultanément.

Lors de la fermeture de l'ostéotomie transpédiculaire les parties supérieures et inférieures de la vertèbre réséquée pivotent l'une par rapport à l'autre et se retrouvent jointes. Les angles projetés dans les plans coronal et sagittal du patient de la portion cunéiforme du corps vertébral définissent ainsi la correction obtenue.

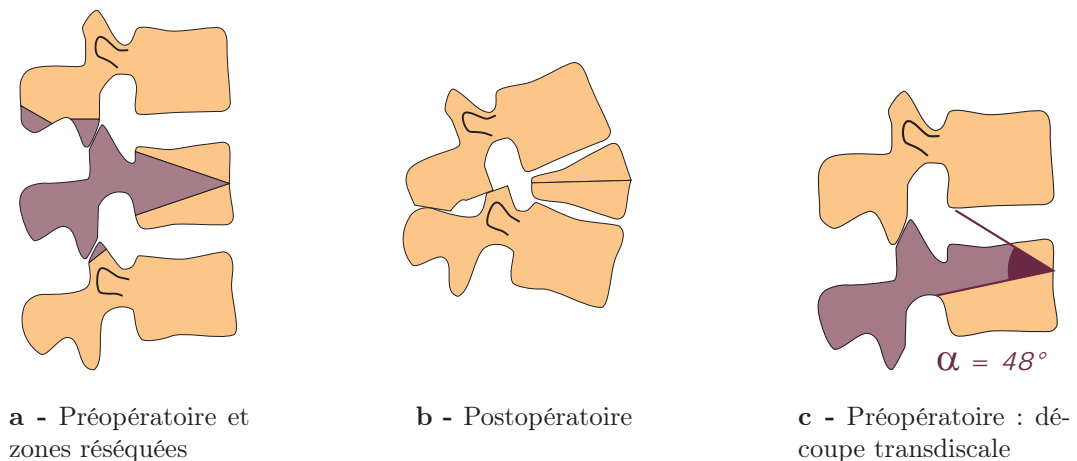


FIGURE 3.2 – Schéma de la technique de l’ostéotomie transpédiculaire. Image d’après Aurouer *et coll.* [2009].

3.2.3 Résection de colonne vertébrale

Plus récemment décrite, la résection de la colonne vertébrale (en anglais, *Vertebral Column Resection, VCR*) permet des corrections importantes. Cette technique consiste à retirer un segment de la colonne vertébrale et peut être considérée comme une ostéotomie transpédiculaire qui ne serait pas limitée à un seul niveau : Le chirurgien coupe la colonne vertébrale en deux endroits, retire la partie entre les deux plans de coupes puis referme.

Sur le plan mécanique, le mécanisme de fermeture est plus complexe que sur l’ostéotomie transpédiculaire. En effet, la transformation de fermeture combine une rotation et une translation tridimensionnelle. Le mouvement de fermeture est guidé par le chirurgien en faisant glisser les vis pédiculaires implantées aux niveaux sus- et sous-jacents à la zone réséquée le long des tiges postérieures.

3.3 Planification chirurgicale

Les différentes techniques chirurgicales d’ostéotomie vertébrale permettent ainsi de modifier localement la courbure rachidienne dans l’objectif de restituer une posture économique au patient. Toutefois, la plupart des publications sur les ostéotomies détaillent la réalisation du geste chirurgical mais définissent plus rarement l’objectif de l’intervention de manière quantitative. En effet, si l’impact du geste en terme de correction locale de la courbure peut être mesuré, l’influence de cette correction sur la configuration globale du squelette est plus difficile à évaluer. En raison des compensations posturales, notamment la réorientation du bassin décrite par Skalli *et coll.* [2007], l’alignement postopératoire du sujet est difficile à estimer avant l’intervention.

Le rôle de la planification chirurgicale consiste donc à définir les gestes qui permettront au patient d’avoir une posture économique en postopératoire. Pour y parvenir, Aurouer *et coll.* [2009] rappellent que la méthode classique consiste à utiliser des calques que l’opérateur découpe et repositionne manuellement.

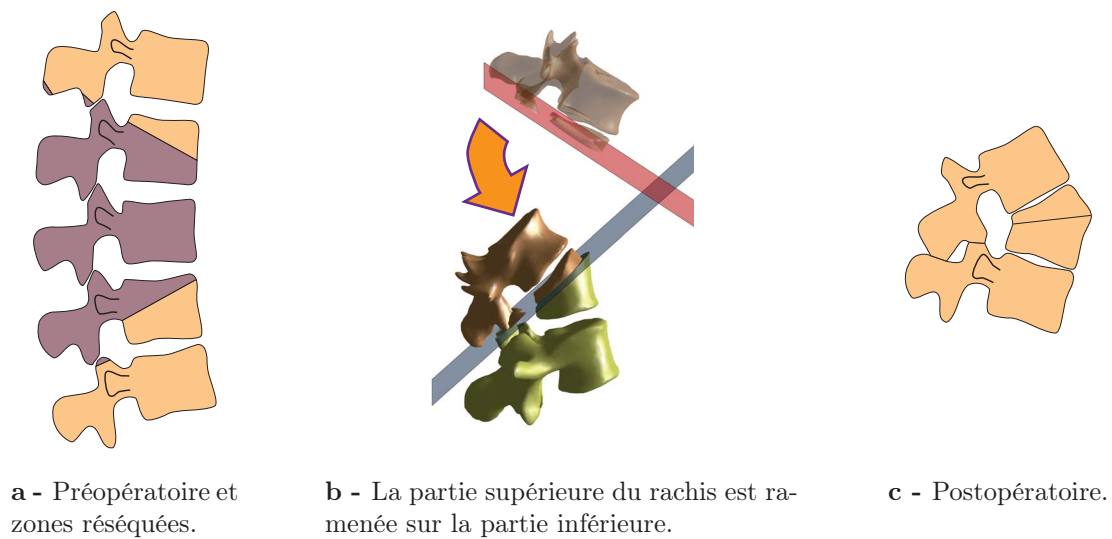


FIGURE 3.3 – Schéma de la technique de l’ostéotomie de résection de la colonne vertébrale. La technique s’apparente à une ostéotomie transpédiculaire qui serait étendue à plusieurs niveaux.

Plusieurs méthodes s’inspirant des analyses statistiques et biomécaniques et s’appuyant sur les radiographies sagittales préopératoires sont proposées dans la littérature.

En première approche, Jacotot et Pedram [1999] ont considéré que chez les patients opérés, la version pelvienne et la gîte sagittale (mesurant l’inclinaison de l’axe T1–S1) devaient respectivement être de 12° et de 1° , soit leur valeur moyenne observée chez le sujet asymptomatique. En supposant que la colonne vertébrale se comporte de manière rigide; cette méthode permet ainsi de calculer la correction α nécessaire pour que la configuration pelvi-rachidienne satisfasse ces deux conditions (**FIGURE 3.4**).

L’utilisation régulière de ces différentes techniques de planification a poussé Aurouer *et coll.* [2009] à différencier l’approche en fonction de la rigidité du rachis thoracique en postopératoire. En particulier, si le rachis thoracique est indemne, ces auteurs considèrent que l’hypothèse de rigidité du rachis est injustifiée et exploitent la relation entre lordose lombaire et l’incidence pelvienne formalisée par les travaux de Gille [2006] au laboratoire de biomécanique (LBM).

$$LL_{L1-S1} = 0,54 \cdot IP + 33^\circ \quad (3.1)$$

soit

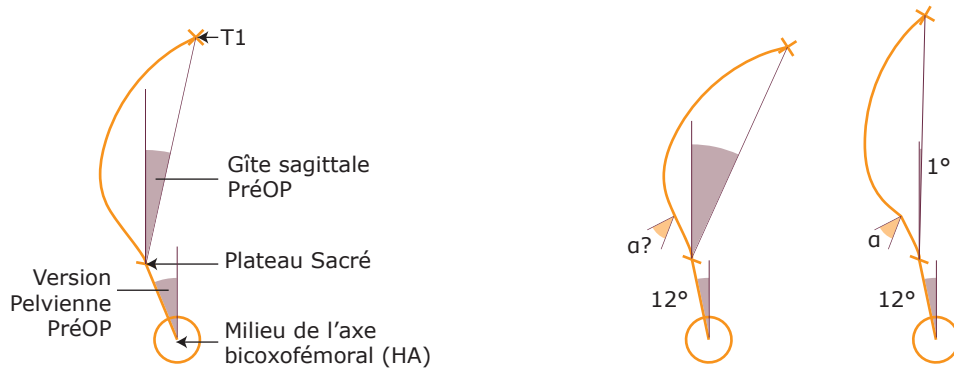
$$\alpha = 0,54 \cdot IP - LL_{L1-S1}(PreOp) + 33^\circ \quad (3.2)$$

Par ailleurs, Legaye et Duval-Beaupère [2005] ont formalisé la relation entre lordose lombaire et incidence pelvienne ce qui a conduit Schwab *et coll.* [2010] à proposer la formule suivante pour définir la correction à effectuer pour un patient donné.

$$LL = IP + 10^\circ \quad (3.3)$$

où LL désigne la lordose lombaire et IP l’incidence pelvienne, ce qui revient à écrire en terme de correction α :

$$\alpha = IP + 10^\circ - LL(PreOp) \quad (3.4)$$



a - Configuration pelvi-rachidienne pré-opératoire.

b - La version pelvienne est fixée à 12° et alpha est déterminé pour que la gîte sagittale vaille 1° .

FIGURE 3.4 – Principe de la planification chirurgicale des ostéotomies selon Jacotot [1999].

De même, Rose *et coll.* [2009] tentent de définir la lordose postopératoire idéale en vérifiant sur plusieurs formules empiriques leur sensibilité et spécificité à différencier les patients dont la posture est économique des autres. L'analyse signale ainsi que l'inéquation suivante semble caractéristique des sujets dont l'équilibre postural est bon ($SVA^1 > 5\text{cm}$) :

$$IP + CT - LL \leq 45^\circ \quad (3.5)$$

où CT représente la cyphose thoracique. En terme de correction, on a donc :

$$\alpha \geq IP + CT - LL_{(PreOp)} - 45^\circ \quad (3.6)$$

Plus récemment, Lafage *et coll.* [2011] proposent une approche complémentaire visant à prédire l'équilibre sagittal à partir d'une estimation des courbures rachidiennes postopératoires grâce à deux formules, estimant successivement la version pelvienne et le SVA postopératoire.

$$VP = 1,14 + 0,71 \cdot IP + 0,52 \cdot LL_{max/S1} + 0,19 \cdot CT_{T4/max} \quad (3.7)$$

$$SVA = -52,9 + 5,9IP - 5,1LL_{max/S1} - 4,5VP - 2,1CT_{T4/max} + 0,6\hat{a}ge \quad (3.8)$$

En remplaçant VP dans la deuxième équation par l'expression de la première, il devient possible de calculer le SVA postopératoire qui correspond à une lordose lombaire et donc à une correction donnée. Ces formules ont été rétrospectivement validées sur 40 sujets opérés au moyen d'ostéotomies.

L'utilisation de ces formules dans le cadre de la planification chirurgicale peut-être subordonnée à la connaissance de la cyphose thoracique postopératoire, *a priori* inconnue si le rachis n'est pas rigide. De plus, aucune méthode ne prend en compte les membres inférieurs, le rachis cervical ou la tête. De plus, les méthodes de planifications

1. **SVA** (*Sagittal Vertical Axis*) : ce paramètre mesure le décalage postéro-antérieur entre le centre du corps de C7 et le coin postéro-supérieur du sacrum. Il est positif quand C7 est en avant du sacrum.

proposées ne concernent que le plan sagittal. Cette contrainte limite d'une part la pertinence des planifications dans le cadre de déséquilibres tridimensionnels et d'autre part l'exécution de la correction planifiée en per-opératoire. En effet, l'analyse basée sur les radiographies sagittales en projection ne permet pas de caractériser la découpe planifiée de manière précise.

Enfin, nous n'avons pas retrouvé de publications relatives à la validation des techniques de planification proposées.

3.4 Conclusion

Différentes techniques chirurgicales d'ostéotomies permettent de modifier localement la courbure de la colonne vertébrale. Mais en pratique, trois questions se posent au chirurgien qui souhaite restaurer l'équilibre postural de l'un de ses patients au moyen d'ostéotomies.

1. Quelle doit être la configuration géométrique postopératoire du squelette du patient pour que celui-ci soit en situation d'équilibre économique ? Du fait de l'importante variabilité interpersonnelle, il s'agit de déterminer une posture acceptable pour un patient donné.
2. Quelle correction locale est nécessaire pour réaliser cet équilibre économique ?
3. Quelles techniques chirurgicales utiliser pour effectuer cette correction et comment s'assurer de la réalisation de l'amplitude de correction désirée ?

L'analyse personnalisée du déséquilibre postural du patient et la planification chirurgicale peuvent apporter des réponses à ces trois problématiques. Dans ce but, plusieurs méthodes à partir de radiographies sagittales ont été décrites. Cependant, toutes ces méthodes se limitent au plan sagittal et aucune ne prend en compte les membres inférieurs, le rachis cervical ou la tête. De plus, le caractère bidimensionnel projeté des radiographies limite la caractérisation et la reproduction précise des gestes planifiés en per-opératoire, en particulier dans le cas de déséquilibres mixtes.

La deuxième partie du travail personnel sera ainsi dédiée à l'analyse du déséquilibre postural de patients dont la pathologie peut être traitée au moyen d'ostéotomies vertébrales afin de définir l'objectif de l'intervention en terme d'équilibre postural de manière personnalisée. Ensuite, une méthode de planification chirurgicale en trois dimensions permettra de définir d'une part la correction à obtenir et d'autre part les gestes pour y parvenir. Ces gestes seront enfin précisément caractérisés afin d'être reproduits au mieux en per-opératoire.

Première partie

Analyse tridimensionnelle de
l'équilibre postural

4 Mise en place et qualification d'outils et méthodes pour l'analyse de l'équilibre postural.

4.1 Introduction

La revue de littérature a souligné l'intérêt de l'évaluation tridimensionnelle de l'équilibre postural par rapport à la ligne de gravité. Dans cette première partie, le travail personnel s'est focalisé sur la mise en place d'outils et méthodes pour permettre cette analyse en trois dimensions à l'aide du système EOS™ et d'une plate-forme de force.

Dans un premier temps, une procédure de calibration sera détaillée et évaluée pour permettre l'utilisation conjointe du système EOS™ et d'une plate forme de force. Ce dispositif permettra ainsi d'étudier la configuration squelettique en trois dimensions par rapport à la ligne de gravité.

Ensuite, le protocole d'acquisition des radiographies et de la ligne de gravité sera précisé grâce à une analyse de l'influence de la position du patient lors de l'acquisition sur les paramètres descripteurs de l'équilibre postural, en particulier ceux impliquant la ligne de gravité.

Enfin, le domaine d'application des techniques de modélisation tridimensionnelle personnalisée à partir de stéréo-radiographies [Humbert *et coll.*, 2009] sera étendu aux cas de scolioses sévères et de rachis instrumentés, pour lesquels l'incertitude de ces méthodes n'est pas documentée.

Publications associées

L'étude de fidélité des modèles tridimensionnels personnalisés est un travail en collaboration avec les docteurs Obeid et Ilharreborde dans le cadre des travaux de thèse de ce dernier et ayant fait l'objet d'une publication sous la référence suivante :

- B. ILHARREBORDE, J. S. STEFFEN, E. NECTOUX, J. M. VITAL, K. MAZDA, W. SKALLI et I. OBEID : Angle measurement reproducibility using eos 3d reconstructions in adolescent idiopathic scoliosis treated by posterior instrumentation. *Spine (Phila Pa 1976)*, Jun 2011c. URL <http://dx.doi.org/10.1097/BRS.0b013e3182293548>

4.2 Mesure de la ligne de gravité à l'aide d'une plate-forme de force

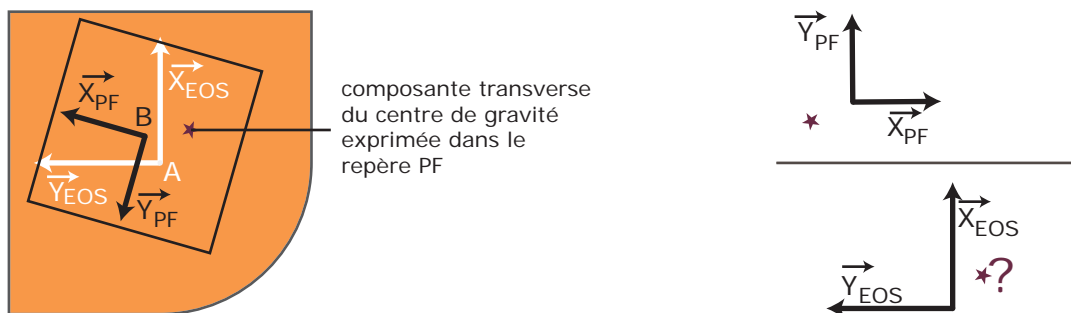
4.2.1 Introduction

L'analyse de la configuration squelettique par rapport à la ligne de gravité peut être réalisée en plaçant une plate-forme de force sous les pieds du patient durant l'acquisition. Cependant, l'enregistrement effectué par la plate-forme et le modèle tridimensionnel personnalisé effectué à partir des radiographies doivent au préalable être exprimés dans un repère commun. Dans cette optique, ce chapitre présente une méthode permettant de localiser les enregistrements de la plate-forme de force dans le repère de la modélisation et d'évaluer la précision associée à cette localisation.

4.2.2 Matériel et méthodes

Dans la continuité des travaux précédents effectués au laboratoire de biomécanique (LBM), la procédure s'appuie sur l'utilisation combinée du système de stéréo-radiographie EOS™¹ avec une plate-forme de force.

En pratique, le modèle tridimensionnel personnalisé est exprimé dans un repère (A , \vec{X}_{EOS} , \vec{Y}_{EOS}) tandis que les enregistrements de la plate-forme sont exprimés dans un repère (B , \vec{X}_{PF} , \vec{Y}_{PF}). De plus la position de la plate-forme dans la cabine n'est pas connue. L'objectif de la procédure est donc de déterminer la matrice de changement de repère permettant d'exprimer dans le repère EOS™ la position d'un point dont les coordonnées sont exprimées dans le repère plate-forme. Cet objectif revient à déterminer la position de la plate-forme dans la cabine EOS™ (**FIGURE 4.1**).



a - Enregistrement mesuré dans le repère plate-forme, cette dernière étant positionnée de manière inconnue dans la cabine EOS™

b - L'objectif est de déterminer la transformation qui permet de passer des coordonnées en repère plateforme aux coordonnées en repère cabine.

FIGURE 4.1 – Situation du repère plate-forme dans le repère EOS™.

1. EOS imaging, Paris, France

Acquisition de données

La plate-forme de force est d'abord positionnée dans son socle à l'intérieur de la cabine EOS™ (voir **FIGURE 4.3**). Le socle dédié permet à la fois d'assurer une position stabilisée de la plate-forme dans la cabine et de niveler le niveau où est le patient lors de l'acquisition radiographique.

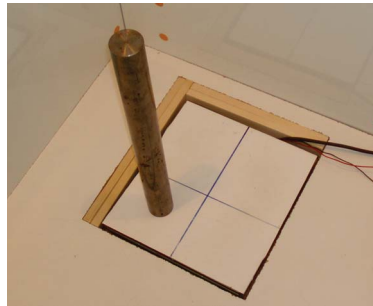
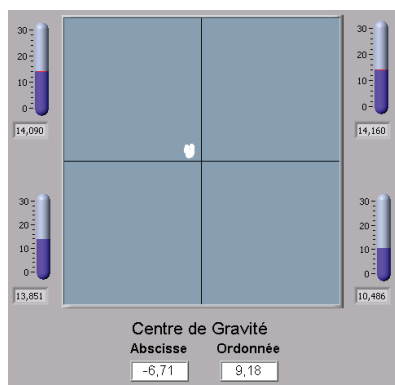
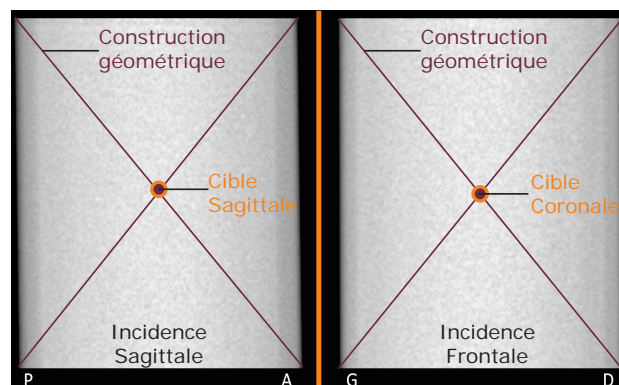


FIGURE 4.2 – Dispositif de mesure de la ligne de gravité d'un poids cylindrique.

Un poids cylindrique, de masse cinq kilogrammes est positionné à l'isocentre de la cabine, sur la plate-forme de force. La position du centre des pressions est alors enregistrée (voir **FIGURE 4.3a**) puis une paire de radiographies (incidences postéro-antérieure et latérale droite) est déclenchée. On obtient alors deux images radiographiques du cylindre ainsi que la coordonnée de son centre des pressions dans le repère de la plate-forme.



a - Relevé de la position du centre des pressions sur la plate-forme de force



b - Détermination de la position de l'axe de symétrie du cylindre à partir des radiographies EOS™

FIGURE 4.3 – Mesure de la ligne de gravité du cylindre à l'aide de la plate-forme de force et à partir des radiographies biplanes.

Le logiciel de modélisation 3D² permet alors de déterminer la position du cylindre dans l'espace tridimensionnel à partir des deux radiographies. Une construction géométrique inspirée de celle proposée par Carroubourg et Colette [2005] et visible à la

FIGURE 4.3b aide à placer précisément une cible au milieu des projections face et profil du cylindre. Le logiciel en déduit alors la position du point stéréo-correspondant associé dans le plan transverse. L'intervalle de confiance à 95% de la fidélité de cette procédure a été estimé au préalable à $2 \cdot S_r = 0,5 \text{ mm}$ en effectuant deux mesures (un seul opérateur) pour huit positions différentes du poids.

On dispose ainsi de la position du poids dans le repère de la modélisation tridimensionnelle et dans le repère de la plate-forme. La méthode est répétée en huit autres points situés sur un cercle de diamètre 10 centimètres centré sur l'orthocentre. La **FIGURE 4.3** montre le positionnement du poids lors d'une répétition.

Calcul de la matrice de changement de repère

La matrice de changement de repère permettant de recalibrer des données du repère plate-forme vers le repère EOS™ est estimée en associant entre les coordonnées mesurées par la plate-forme et celles obtenues à l'aide du logiciel de reconstruction (**FIGURE 4.4**).

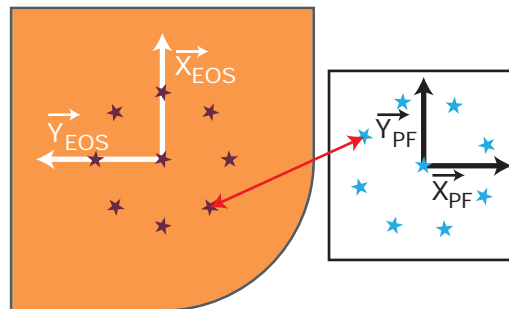
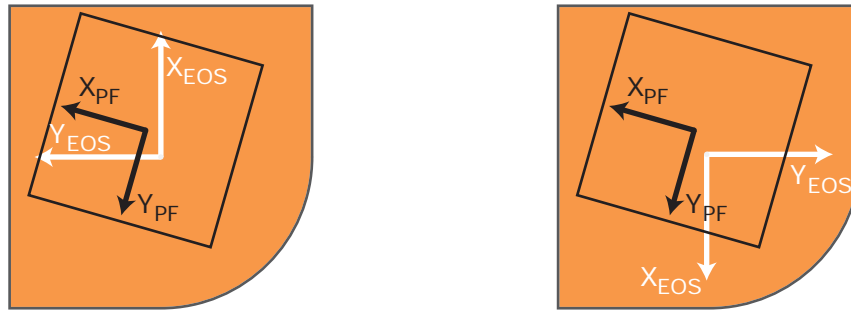


FIGURE 4.4 – La correspondance entre la position du poids dans le repère plate-forme et celle exprimée dans le repère EOS est connue en neuf points différents.

La technique d'optimisation utilisée est une minimisation de la distance aux moindres carrés et de l'inertie des deux nuages de points.

Par convention, on calcule la transformation permettant de placer la ligne de gravité dans l'environnement tridimensionnel issu d'incidences postéro-antérieure et latérale droite simultanées. En effet, le repère EOS™ est défini pour chaque modélisation tridimensionnelle personnalisée afin qu' X_{EOS} soit orienté dans la direction postéro-antérieure, que l'acquisition des radiographies ait été effectuée en incidence {postéro-antérieure, latérale droite} ou {antéro-postérieure, latérale gauche}. Pour fusionner la ligne de gravité à un modèle tridimensionnel personnalisé reconstruit à partir d'incidences antéro-postérieures et latérales gauche, il conviendra de rajouter une rotation de 180° à la matrice de changement de repère.

Évaluation de l'incertitude de mesure L'incertitude de mesure est en premier lieu visualisée en superposant les neuf points mesurés à l'aide des radiographies aux neuf points mesurés par la plate-forme de force, ces derniers étant au préalable recalés dans le repère global de la modélisation tridimensionnelle (voir **FIGURE 4.8**). Cette première approche permet de détecter d'éventuelles aberrations (**FIGURE 4.8a**).



a - Repère EOS lors d'une acquisition postéro-antérieure.

b - Repère EOS lors d'une acquisition antéro-postérieure.

FIGURE 4.5 – Position du repère PF dans le repère EOS en fonction de l'incidence des radiographies.

L'incertitude de mesure est quantifiée au moyen d'une méthode « *leave-one out* ». Son principe est de retirer du calcul (ici celui de la matrice de recalage) l'élément à partir duquel l'incertitude est mesurée.

En pratique, la matrice de changement de repère est évaluée sur huit des neuf points de mesure. La position de la ligne de gravité du neuvième enregistrement est ensuite exprimée dans le repère EOS™ à l'aide de cette matrice de changement de repère. Enfin, la différence entre la position de la ligne de gravité et celle de l'axe du cylindre modélisé à partir des radiographie est mesurée selon les axes X et Y (*Offset X* et *Offset Y*, respectivement normaux aux incidences frontales et sagittales) et au moyen de la norme du vecteur ainsi défini (*distance transverse XY*) comme illustré par la **FIGURE 4.6**. La moyenne ainsi que l'écart type des erreurs obtenues pour chaque point sont ensuite

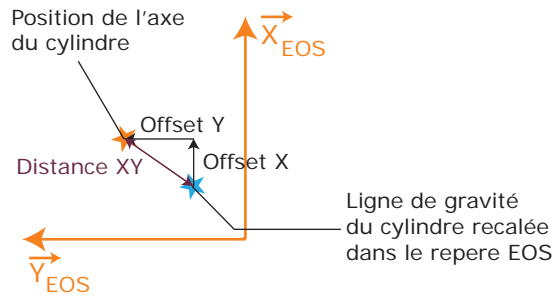


FIGURE 4.6 – Quantification de la précision de localisation du neuvième point.

calculés ce qui permet d'estimer la justesse et la fidélité de la méthode de recalage. Le rayon du cercle délimitant l'intervalle de confiance à 95% de l'incertitude dans le plan transverse est calculé en prenant la norme de l'incertitude standard selon les axes X et Y :

$$Rayon = \sqrt{SD(Erreur X)^2 + SD(Erreur Y)^2} \quad (4.1)$$

avec $x \rightarrow SD(x)$ la fonction écart type.

Déplacement relatif de la plate-forme dans la cabine au cours du temps

Durant la période pendant laquelle la plate-forme de force était en service, des contrôles réguliers de la constance de la matrice de changement de repère ont été effectués. Pour ce faire, l'ensemble de la procédure a été répétée (acquisition, évaluation de la matrice de changement de repère, évaluation de l'incertitude).

Un nouveau modèle de plate-forme de force³ ayant été introduit au cours des travaux, les résultats des procédures de recalages associés à chaque modèle sont présentés séparément dans la **TABLE 4.2**.



a - 1^{er} prototype de plate-forme de force installée dans un socle dédié sur le sol de la cabine EOSTM.



b - Plate-forme de posturologie. Un socle spécifique permet également son installation dans la cabine EOSTM.Image MédiCapteur

FIGURE 4.7 – Plates-formes de forces utilisées au cours de l'étude.

4.2.3 Résultats

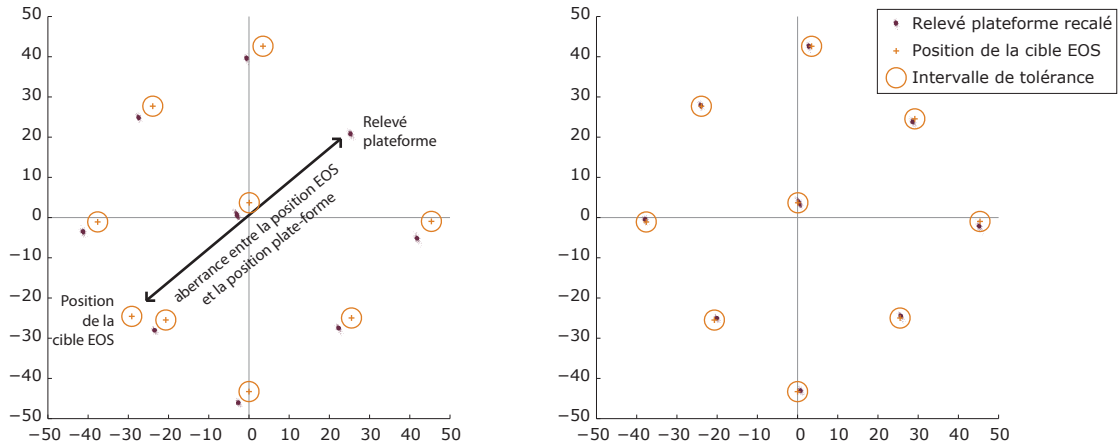
Évaluation graphique

Les points aberrants détectés lors de l'évaluation graphique ont pu être analysés et les causes identifiées. La principale cause d'erreur était un paramétrage différent de l'« orientation patient » lors de l'acquisition radiographique de la position du cylindre. Si l'orientation est définie comme antéro-postérieure et latérale gauche au lieu de postéro-antérieure et latérale droite, l'environnement tridimensionnel associé à l'acquisition se trouve retourné de 180°.

La **FIGURE 4.8a** illustre les conséquences d'une telle mesure aberrante. En effet, le repère de la modélisation tridimensionnelle personnalisée est toujours orienté vers l'avant et vers la gauche. Au contraire, le repère associé à la plate-forme de force ne tient pas compte de la position du patient. Une rotation de 180° a donc été appliquée

3. WinPosturo, MédiCapteur, Balma, France

aux points modélisés à partir de radiographies effectuées en antéropostérieur (AP). Cette correction permet de ne plus avoir aucun point aberrant dans la suite de l'analyse (voir **FIGURE 4.8b**).



a - Recalage montrant une inadéquation aberrante entre une cible EOSTM et un relevé plate-forme. La tolérance a été arbitrairement fixée à 2,5mm.

b - Une fois le point aberrant corrigé, la transformation de recalage permet une adéquation optimale entre les mesures EOSTM et plate-forme.

FIGURE 4.8 – Évaluation graphique du recalage entre la plate-forme de force et la cabine EOSTM.

Quantification de l'erreur de recalage

La **TABLE 4.1a** détaille l'erreur de recalage obtenue pour chaque point à la fin de la procédure. Les résultats sont synthétisés en **TABLE 4.1b**.

L'erreur systématique est nulle dans les deux directions mais on observe une fidélité de $\pm 0,5$ mm dans les directions antéropostérieures et médio-latérales. L'incertitude est plus faible selon l'axe médio-latéral (Y) que selon l'axe postéro-antérieur (X). Ces résultats se confirment à l'ensemble des recalages effectués avec l'un ou l'autre des prototypes.

Déplacement relatif de la plate-forme dans la cabine au cours du temps

Concernant le premier prototype, la position de l'origine du repère plate-forme dans le repère EOSTM varie dans une fenêtre à 2 écarts-types de $\pm 2,6$ mm selon l'axe \vec{X}_{EOS} et de $\pm 3,8$ mm selon l'axe \vec{Y}_{EOS} . De même l'orientation relative des deux repères varie de $\pm 1,8^\circ$.

Pour le dispositif basé sur la plate-forme de posturologie, la position de l'origine du repère plate-forme dans le repère EOS varie dans une fenêtre à 2 écarts-types de $\pm 3,2$ mm selon l'axe \vec{X}_{EOS} et de $\pm 1,8$ mm selon l'axe \vec{Y}_{EOS} . De même l'orientation relative des deux repères varie de $\pm 0,5^\circ$.

4 - MISE EN PLACE ET QUALIFICATION D'OUTILS ET MÉTHODES POUR L'ANALYSE DE L'ÉQUILIBRE POSTURAL.

TABLE 4.1 – Estimation de l'erreur de recalage obtenue à l'aide d'une méthode « *leave-one out* ». Acquisitions effectuées le 01 déc. 2009.

a - Erreur de recalage pour chaque point de mesure. L'erreur des offsets est marquée positive lorsque la position déterminée par stéréoradiographie est en avant ou à gauche du relevé plateforme.

	Offset		Distance
	X (mm)	Y (mm)	XY (mm)
Point 1	-0,1	-0,4	0,4
Point 2	0,3	-1,0	1,0
Point 3	0,5	-0,7	0,9
Point 4	0,7	0,3	0,8
Point 5	0,2	0,1	0,2
Point 6	0,0	0,9	0,9
Point 7	-0,8	0,6	1,0
Point 8	-1,6	0,2	1,6
Point 9	0,6	-0,3	0,7

b - Quantification de l'incertitude de mesure pour une procédure de recalage donnée. Le rayon traduit l'incertitude de positionnement d'un point donné à l'issue de la méthode.

	Offset	
	X (mm)	Y (mm)
Erreur systématique	0,0	0,0
Erreur aléatoire (SD ^a)	0,8	0,6
Borne inférieure	-0,5	-0,4
Borne supérieure	0,5	0,4

	Distance
	XY (mm)
Rayon (IC 95% ^b)	0,7

a. SD : *Standart Deviation* - écart type

b. IC 95% : Intervalle de confiance à 95%

D'autre part, la précision du recalage n'est pas constante lors de tous ces contrôles mais varie entre 1,8 mm et 6,0 mm (moyenne : 4,0 mm) pour le premier prototype et entre 0,5 mm et 1,2 mm (moyenne : 0,8 mm) pour le second.

4.2.4 Discussion

Limites de la procédure

La procédure de recalage repose sur l'utilisation d'un cylindre de 5 kg à appliquer en plusieurs points. Carrobourg et Colette [2005] ont évalué la position de leur prototype de plate-forme à l'aide de poids d'environ 15 kg et Duflos et Pokorski [2007] ont réutilisé ces poids pour évaluer le prototype de plate-forme de force utilisé au laboratoire de biomécanique. Cette dernière étude présente un rayon moyen de 2 mm, ce qui indique une incertitude légèrement inférieure à celle observée sur le premier prototype et supérieure à celle observée sur le second.

Le dispositif étant prévu pour une utilisation sur site hospitalier, la procédure devait être effectuée par le personnel du service de radiologie, d'où la volonté de limiter le poids des objets à manipuler. En raison de la constance des paramètres de recalage, cette possibilité n'a pas été exploitée par la suite mais le transport et le stockage du dispositif s'en trouvent facilités.

L'utilisation d'un cylindre plus lourd peut permettre d'améliorer la valeur du rayon d'incertitude du premier prototype tout en restant compatible avec l'acquisition de la ligne de gravité de patients pesant beaucoup plus.

TABLE 4.2 – Contrôle de la position relative de la plate forme dans le repère EOS™. Le rayon d'incertitude est reporté pour chaque recalage.

a - Contrôles de position du premier prototype

Date	Incertitude	Translation		Rotation
	Rayon (mm)	X ^a (mm)	Y ^b (mm)	(°)
21 avr. 2008 (<i>installation</i>)	5,3	7,2	-1,9	-0,2
20 mai 2008	3,3	8,2	-5,8	-1,6
23 jul. 2008	6,0	8,7	-6,7	0,3
08 déc. 2008	3,5	9,9	-4,9	-1,7
10 déc. 2008	1,8	6,8	-6,2	-1,5
Écart type	1,7	1,3	1,9	0,9
Moyenne	4,0	8,2	-5,1	-0,9

b - Contrôles de position de la plateforme de posturologie

Date	Incertitude	Translation		Rotation
	Rayon (mm)	X (mm)	Y (mm)	(°)
19 août. 2009 (<i>installation</i>)	1,2	37,5	1,5	0,6
01 sep. 2009	0,7	36,8	0,3	0,3
06 oct. 2009	1,2	35,5	1,2	-0,1
26 nov. 2009	0,6	33,9	1,3	0,1
07 jan. 2010	0,5	34,3	-1,1	0,0
29 avr. 2010	0,9	33,9	0,1	0,0
08 sep. 2010	0,5	33,5	1,2	0,1
Écart type	0,3	1,6	0,9	0,2
Moyenne	0,8	35,0	0,7	0,1

a. X : Direction postéroantérieure

b. Y : Direction médiolatérale, vers la gauche

Quantification de l'erreur de recalage

L'erreur de recalage est quantifiée à l'aide du rayon dont la formule a été donnée par l'équation 4.1. Bien que cette approche masque l'éventuelle dissymétrie de l'erreur selon les axes X et Y, le calcul du rayon d'incertitude offre un moyen simple de contrôler l'éventuelle perte de précision de la mesure.

D'autre part, la variabilité du rayon d'incertitude au cours des différents contrôles, en particulier sur le premier prototype réalisé souligne que le déplacement de la plate-forme dans la cabine n'est pas la seule source d'erreur. D'autres facteurs non identifiés (dérive des capteurs) impactent ainsi la fidélité de mesure de la plate-forme. Toutefois, l'incertitude maximale de 6,0 mm reste acceptable au vu de l'utilisation prévue. En particulier, les corridors mis en lumière au chapitre suivant montrent une variation interpersonnelle bien supérieure à cette valeur.

De plus, l'incertitude de localisation de la ligne de gravité à l'aide du second prototype est beaucoup moins variable.

Déplacement relatif de la plate-forme dans la cabine au cours du temps

A posteriori, l'analyse de la **TABLE 4.2** montre que la position des plates-formes de forces dans la cabine EOS™ reste identique au long des contrôles de suivi. Si l'on considère qu'une localisation à 6 mm près de la ligne de gravité dans le modèle tridimensionnel personnalisé est suffisante pour l'analyse clinique, il n'est pas nécessaire de contrôler la matrice de changement de repère pour chaque acquisition. Dans ce cas, l'utilisation des paramètres moyens suffit pour localiser la ligne de gravité dans le repère du modèle tridimensionnel personnalisé.

Avec le second prototype, l'utilisation des paramètres moyens permettra de localiser la ligne de gravité à 3 mm près.

4.2.5 Conclusion

La revue de littérature a montré l'intérêt de l'analyse de la configuration posturale par rapport à la ligne de gravité. Cependant, un recalage des données est nécessaire pour pouvoir exprimer dans un repère commun les enregistrements de la plate-forme de force et les modèles tridimensionnels personnalisés effectués à partir des radiographies EOS™.

Dans ce chapitre, une procédure pour estimer ces paramètres de recalage est développée et évaluée pour les deux dispositifs de plate-forme de force utilisés au cours de cette thèse.

Avec le premier prototype, utilisé dans le chapitre suivant, la ligne de gravité peut être localisée à 6 mm près dans le modèle tridimensionnel personnalisé réalisé à partir des stéréo-radiographies. Le second prototype, utilisé dans l'étude de standardisation de la position d'acquisition, permet de localiser la ligne de gravité à 3 mm près.

L'utilisation de ces systèmes offre de nouvelles perspectives pour l'analyse de l'équilibre postural des patients et permet la définition de nouveaux paramètres utilisables en routine clinique pour quantifier le « *cône d'économie* » en trois dimensions. À terme, ces méthodes pourraient ainsi permettre d'améliorer le diagnostic et la prise en charge thérapeutique des patients.

4.3 Standardisation de la position d'acquisition

4.3.1 Introduction

Lors de la revue de littérature, nous avons rappelé l'importance de prendre des radiographies du sujet sans dispositifs d'appui externe, en particulier lorsque la plateforme de force est utilisée. Faro *et coll.* [2004] proposent notamment de poser les poings sur les clavicules lors de l'acquisition des radiographies latérales. Ce positionnement du patient est recommandé par la *Scoliosis Research Society* (SRS) et a été repris par d'autres auteurs, essentiellement américains [Aota *et coll.*, 2009, Horton *et coll.*, 2005, Schwab *et coll.*, 2006].

Cependant, des différences peuvent être constatées dans l'interprétation de cette position par différentes équipes (**FIGURE 4.9**). D'autre part, l'expérience du laboratoire

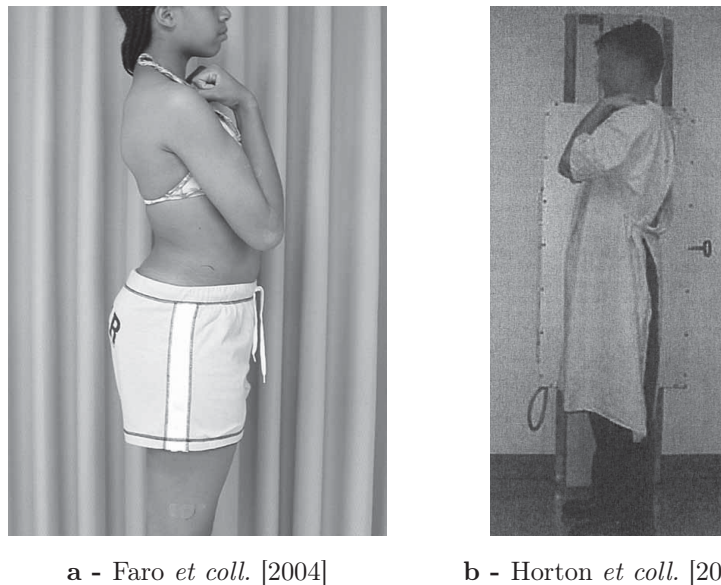


FIGURE 4.9 – Interprétations de la position « clavicule » dans la littérature

de biomécanique (LBM) suggère que lors de l'utilisation de la position « clavicules » pour des acquisitions stéréo-radiographiques, la projection des mains peut dans certains cas altérer la visibilité des repères anatomiques. En effet, si l'acquisition ne concerne que l'incidence latérale, il est possible de placer les poings de manière très médiale, au niveau du sternum. Les poings sont alors devant le rachis et ne le masquent en rien. En revanche, lors de l'acquisition simultanée de l'incidence postéro-antérieure et latérale, mettre les poings au niveau du sternum nuit à la visibilité de l'incidence postéro-antérieure et latéraliser la position des mains peut amener les doigts en superposition avec la charnière cervico-thoracique. Cette superposition peut être évitée en demandant au patient un mouvement d'extension du poignet jusqu'à ce que le bout de ses doigts vienne effleurer la joue ipsilatérale.

L'objectif de cette étude est de comparer cette variation de la position d'acquisition préconisée par la SRS en terme de quantification de l'équilibre et de visibilité des images.

4.3.2 Matériel et méthodes

Patients

20 patients adultes avec une prescription d'analyse de l'équilibre postural avant ou après une chirurgie du dos ont été inclus dans cette étude. La conception de l'étude a été approuvée par le comité d'éthique local et tous les patients ont communiqué par écrit leur consentement informé. L'âge des patients allait de 18 ans à 77 ans pour une moyenne de 59 ans. 4 patients sur les 20 étaient instrumentés par voie postérieure.

Protocole d'acquisition

Deux paires de radiographie EOS™ ont été effectuées. Les patients devaient d'abord se placer dans la position « clavicule ». Une photographie issue de l'article original décrite par Faro *et coll.* [2004] était mise à la disposition du manipulateur en charge de l'examen et du patient (voir **FIGURE 4.9**). La flexion de l'humérus par rapport au tronc devait être de moins de 45 degrés. Les poings devaient être fermés et l'articulation interphalangeale proximale devait reposer sur la clavicule ipsilatérale. La première paire de radiographie pouvait alors être prise.

Puis, on demandait aux patients d'étendre leurs poignets jusqu'au contact des doigts sur la joue au niveau de l'os malaire. La deuxième paire de radiographie était alors prise (**FIGURE 4.10**).

La position de la ligne de gravité a été enregistrée simultanément à chacune des deux acquisitions à l'aide d'une plate-forme de force⁴ placée sous les pieds du patient.



FIGURE 4.10 – Volontaire de profil adoptant la position « clavicule » puis la position « malaire ». Volontaire en position « malaire » dans la cabine EOS™. Une plate-forme de force située sous les pieds du volontaire permet l'acquisition de la ligne de gravité

4. Winposturo, Medicauteur, Balma (France)

Évaluation de la visibilité des radiographies

La visibilité des radiographies dans la zone cervico-thoracique a été évaluée par deux observateurs (un ingénieur et un orthopédiste) sur l'ensemble des clichés sagittaux. Un score a été attribué à chaque fois pour les niveaux C7 et T1 en suivant le protocole décrit dans l'article d'Horton *et coll.* [2005].

- Dans le cas où aucun mur ou plateau vertébral n'était visible, le score était de 0.
- Si on ne distinguait qu'un seul mur ou plateau sur le cliché, le score était de 1.
- Si deux ou trois cotés du corps vertébral étaient visibles, le score était de 2.
- Si les 2 murs et les deux plateaux étaient visibles, le score était de 3.

Reconstruction tridimensionnelle à partir d'images biplanes

Pour chaque patient et dans chaque position d'acquisition (**FIGURE 4.11**), les conduits auditifs, la colonne vertébrale de C7 à L5 ainsi que le bassin ont été reconstruits en trois dimensions à partir des radiographies biplanes en utilisant les méthodes dédiées [Baudoin *et coll.*, 2006, Humbert *et coll.*, 2009, 2008, Mitton *et coll.*, 2006, Rousseau *et coll.*, 2007, Steffen *et coll.*, 2010b].

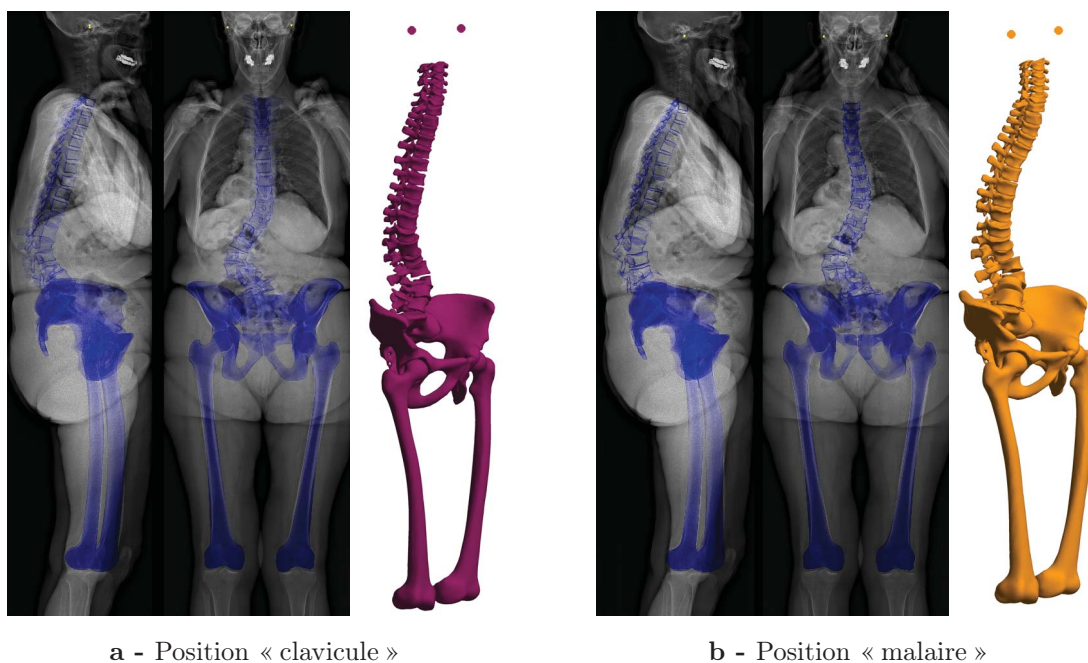


FIGURE 4.11 – Reconstructions 3D des conduits auditifs, du rachis, du bassin et des fémurs d'un patient à partir d'images EOS™ dans les deux positions.

L'enregistrement de la plate-forme a été recalé dans l'espace tridimensionnel de la reconstruction et représenté par une ligne verticale au moyen de la procédure de recalage décrite précédemment (section 4.2, page 48).

L'utilisation combinée de toutes ces méthodes a permis de calculer pour chaque patient et dans chaque position un modèle tridimensionnel personnalisé des conduits auditifs, de la colonne vertébrale et du bassin incluant la ligne de gravité (**FIGURE 4.12a**).

Ce modèle a ensuite servi de base à la création d'une représentation posturale 3D simplifiée pour l'évaluation qualitative. La génération de cette représentation posturale 3D simplifiée à partir de deux radiographies EOS™ basse dose et de l'enregistrement de la ligne de gravité est illustrée **FIGURE 4.12b** et **c**.

Modèle et paramètres calculés

Les reconstructions tridimensionnelles du patient dans les deux positions ont été recalées dans un repère anatomo-gravitaire propre à chaque reconstruction (repère patient). Ce repère, basé sur les travaux de Baudoin *et coll.* [2006] et Humbert *et coll.* [2009] est défini à partir des centres des deux *acetabula* et de la verticale (définition en annexe A.1.2, page IV).

Les représentations posturales 3D simplifiées dans les deux positions ont été fusionnées pour chaque patient afin de faciliter l'analyse qualitative de l'influence du changement de position sur la configuration posturale.

Déplacement des repères anatomiques par rapport au centre bicoxofémoral (HA) Le déplacement du centre des conduits auditifs, des corps vertébraux de C7 à L5 et du centre du sacrum induit par le passage de la position « clavicule » à la position « malaire » ont été calculés. Le déplacement de la ligne de gravité a également été recensé. Cette analyse a été effectuée à la fois dans les directions antéropostérieure et médio-latérale.

Quantification de l'équilibre Les paramètres ont été classés en 4 groupes, selon leur capacité à mesurer l'équilibre dans sa globalité. Plusieurs d'entre eux ont été évalués en terme de sensibilité à la position d'acquisition par rapport à leur incertitude de mesure. En particulier, l'inclinaison globale [Skalli *et coll.*, 2007] a été définie comme l'inclinaison par rapport à la verticale de l'axe moyen (au sens des moindres carrés) du centre des conduits auditifs, des centres vertébraux de C7 à L5 et de S1 et HA. De même, la gîte CAM-HA [Steffen *et coll.*, 2010b] a été définie comme l'inclinaison de l'axe reliant ces deux points par rapport à la verticale.

Les courbures rachidiennes et les paramètres pelviens ont été extraits de la fiche clinique du logiciel de reconstruction⁵ tandis que les autres paramètres ont été calculés à l'aide d'un post-traitement de la reconstruction sous Matlab®⁶. Les définitions de ces derniers paramètres sont détaillées dans l'annexe A, page III.

Analyse statistique des données

Paramètres radiologiques La différence entre les paramètres radiologiques mesurés dans l'une et l'autre position a été analysée en établissant sa moyenne et son écart type. Pour chaque paramètre, la significativité de la différence a été évaluée à l'aide d'un test de Student sur échantillons appariés.

5. Idef'X, version 4.8.3. Collaboration Laboratoire de Biomécanique Arts et Métiers ParisTech (Paris, France), Laboratoire d'Imagerie en Orthopédie de l'École de Technologie Supérieure (Montréal, Canada)

6. Matlab®, Release 2010b. MathWorks (Natick, Massachusetts).

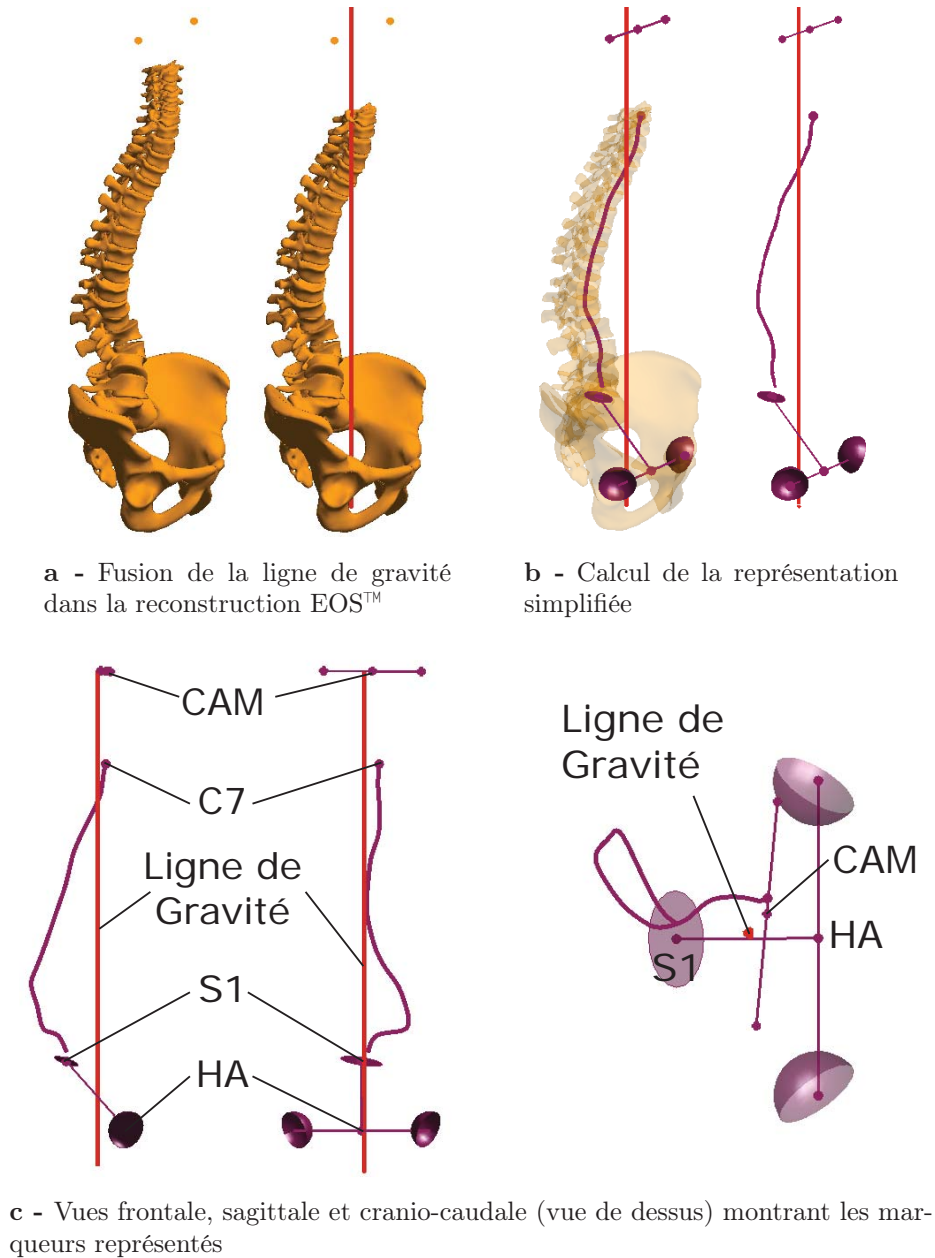


FIGURE 4.12 – La représentation posturale 3D simplifiée associée à la reconstruction permet l'analyse qualitative de l'équilibre. En masquant la géométrie des vertèbres, cette représentation permet de visualiser plus rapidement l'information pertinente.

4 - MISE EN PLACE ET QUALIFICATION D'OUTILS ET MÉTHODES POUR L'ANALYSE DE L'ÉQUILIBRE POSTURAL.

Bien que n'étant pas un paramètre radiologique, les paramètres décrivant la position de la ligne de gravité dans le repère anatomo-gravitaire ont été évalués de la même façon.

Taille d'effet L'hypothèse nulle considérée par le test de Student est formulée par : « le paramètre n'est pas modifié par le changement de position ». L'hypothèse alternative a quant à elle été formulée au regard de l'incertitude de mesure de la méthode de reconstruction par stéréo-radiographie, c'est à dire par : « le changement de position modifie le paramètre au delà de l'incertitude de mesure de chaque paramètre. »

Si l'on suppose que la variance de la différence de chaque paramètre est principalement due à l'erreur de mesure, la taille d'effet est donc de 1. Le niveau de significativité (erreur de première espèce) a été fixé à $\alpha = 5\%$. L'erreur de deuxième espèce a été fixée à $\beta = 20\%$, soit une puissance de test de 80%.

Hisleur [1969] indique qu'une population de 17 patients correspond à une taille d'effet de 0,98, d'où l'inclusion de 20 patients dans cette étude.

Déplacement des repères anatomiques par rapport au centre bicoxofémoral (HA) Pour chaque repère anatomique, la moyenne et l'écart type du déplacement ont été quantifiés sur l'ensemble des patients. Un test de Student a été utilisé sur la population de cette différence pour mettre en lumière une différence significative entre les deux positions. La dispersion a également été évaluée graphiquement à l'aide d'un diagramme de Tukey (également appelé « boîte à moustaches ») présentant la moyenne, l'étendue interquartile et l'étendue totale. Une illustration de cette représentation et la description des grandeurs utilisées dans ce diagramme est donnée par la **FIGURE 4.13**. Les patients dont le déplacement entre les deux positions dépassait 150% de la distance interquartile ont été considérés comme outliers (cette valeur correspond à l'intervalle de confiance à 99% de la population).

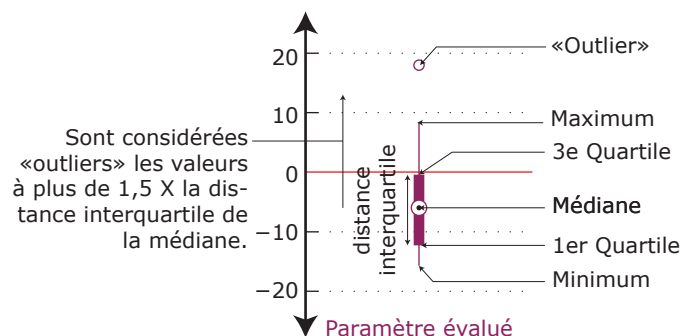


FIGURE 4.13 – Grandeurs affichées dans le diagramme de Tukey [1977] (« boîte à moustache »).

4.3.3 Résultats

Visibilité des repères radiographiques

Sur 75% des niveaux observés, les deux opérateurs ont abouti au même score. Pour 84% des clichés, les positions « clavicules » et « malaires » ont été jugées équivalentes en terme de visibilité. La **FIGURE 4.14** permet d'illustrer les cas où l'une des deux positions prend l'avantage en terme de visibilité.

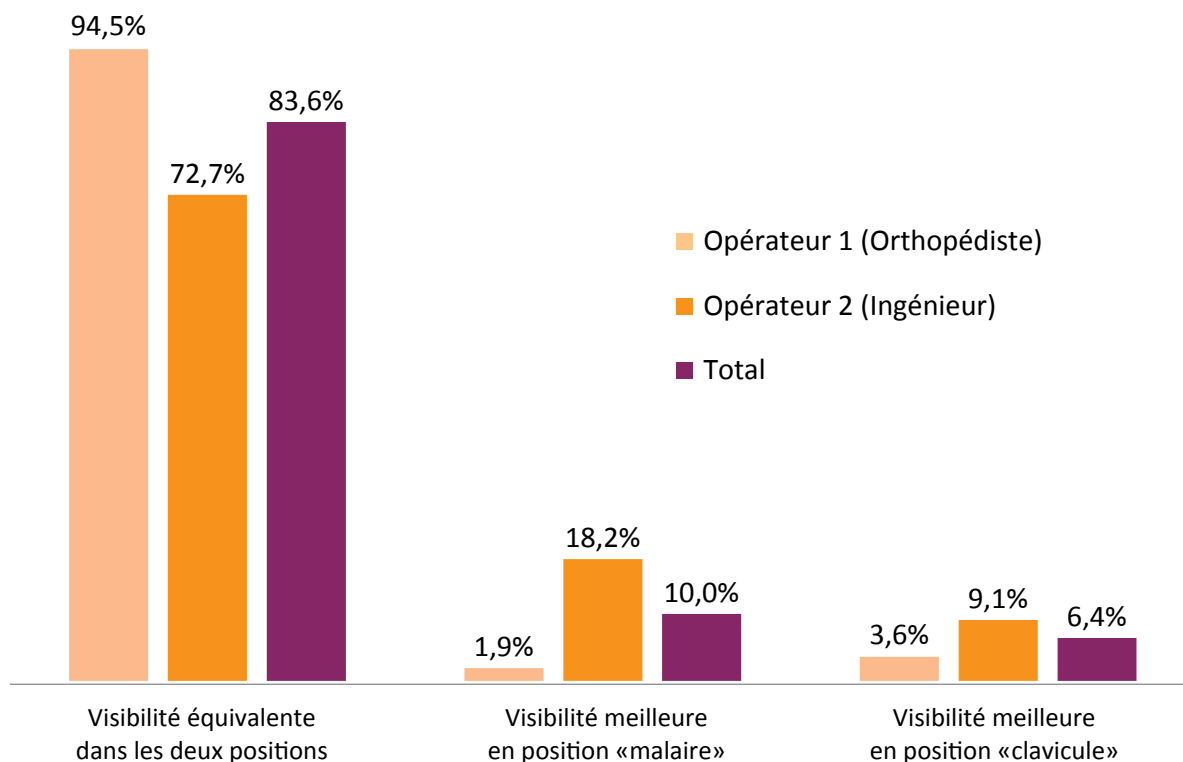


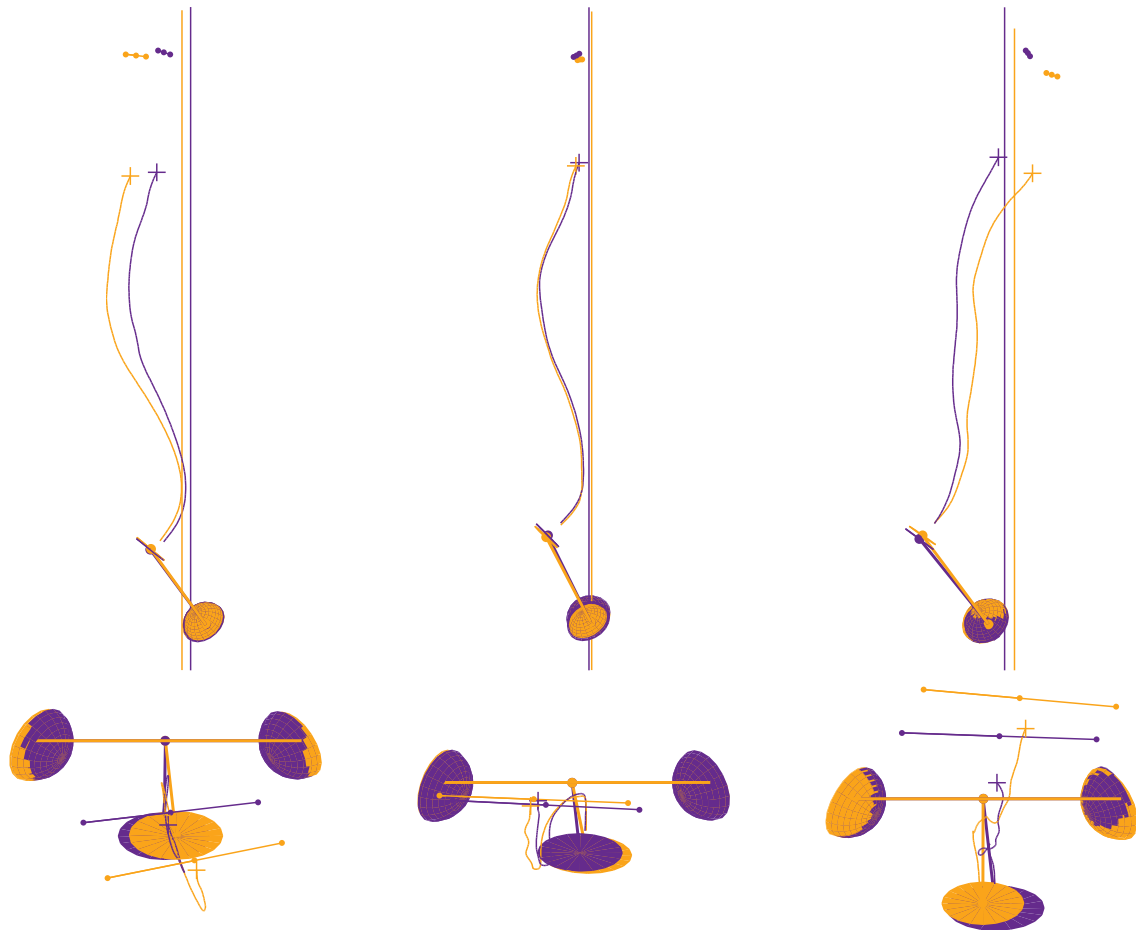
FIGURE 4.14 – Visibilité des murs et plateaux de C7 et T1 évaluée par deux opérateurs

Pour les cas où une différence de visibilité a été constatée, la position « malaire » s'est montrée légèrement meilleure (visibilité supérieure dans 10% des cas) que la position « clavicule » (visibilité supérieure dans 6,4% des cas). On note toutefois une discordance entre les deux opérateurs.

Évaluation qualitative de l'équilibre postural

La visualisation des repères cliniques dans le plan transverse montre que la reconfiguration posturale s'effectue majoritairement dans le plan sagittal (**FIGURE 4.15**).

Sur 10 patients, la reconfiguration posturale suivant le changement de position est faible (**FIGURE 4.15b** - au centre). Le passage de la position « clavicule » à la position « malaire » est accompagné sur 5 patients d'une inclinaison vers l'arrière (**FIGURE 4.15a**) et sur 5 patients d'une inclinaison vers l'avant (**FIGURE 4.15c**).



a - La position « malaire » (orange clair) induit une inclinaison antéro-postérieure

b - Le changement de position n'affecte pas le patient

c - La position « malaire » induit une inclinaison et un déplacement postéro-antérieur de la ligne de gravité.

FIGURE 4.15 – Représentations 3D simplifiées illustrant la reconfiguration posturale de chaque patient. La vue de dessus permet l'analyse directe dans les directions postéro-antérieure et médio-latérale.

Déplacement des repères anatomiques par rapport au centre bicoxofémoral (HA)

Les positions du centre des conduits auditifs (CAM), du rachis (C7-L5) et du sacrum (S1) dans le repère anatomo-gravitaire ne sont pas significativement affectées par le changement de position ni dans le plan coronal, ni dans le plan sagittal. Dans le plan coronal, le déplacement moyen reste inférieur à 2 mm et la plupart des déplacements restent dans un intervalle de ± 15 mm (**FIGURE 4.16a**). Dans le plan sagittal, les déplacements s'étendent de +10 mm en direction antérieure à -30 mm en direction postérieure (**FIGURE 4.16b**), à part pour le centre des conduits auditifs (CAM) pour lequel un patient présente un déplacement antérieur de 30 mm et un autre un déplacement postérieur de 40 mm. Bien qu'une variation de cette amplitude puisse amener la configuration posturale en dehors des corridors de normalité, ce ne fut pas le cas pour ces deux patients.

Mesure quantitative de l'équilibre

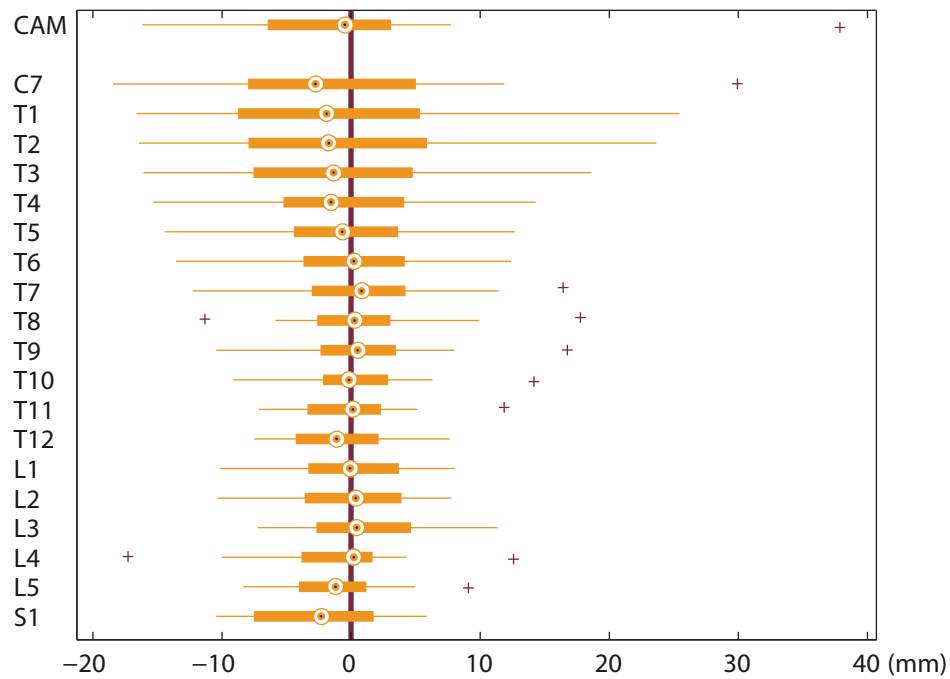
L'influence du changement de position sur les paramètres cliniques de l'équilibre global et du tronc est décrite dans la **TABLE 4.3**

TABLE 4.3 – Influence du changement de position sur les paramètres cliniques de l'équilibre postural. * signale une différence significative du paramètre entre les deux positions (T-test sur échantillon apparié avec un seuil de significativité de 5%)

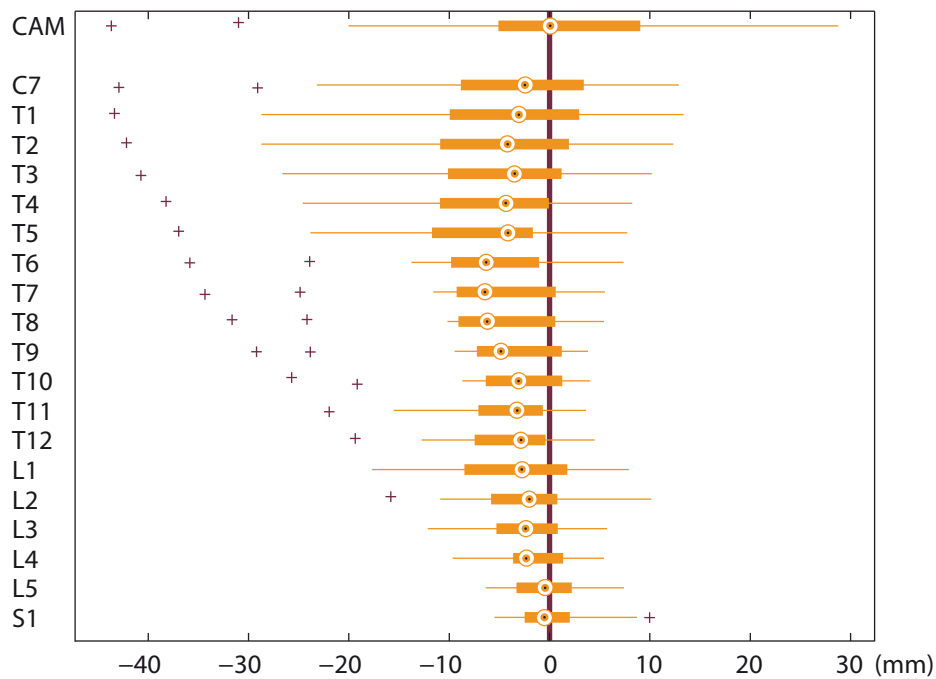
Nom du paramètre	Différence Moyenne	Différence Ecart Type	Précision de la méthode
Paramètres globaux			[Steffen <i>et coll.</i> , 2010b]
Distance CAM-HA	1,6 mm	16,9mm	5mm
Inclinaison globale	0,7 °	1,7 °	-
Ligne de gravité	2,3mm	11,5mm	5mm
Paramètres pelvi-rachidiens			[Steffen <i>et coll.</i> , 2010b]
SVA	1,9 mm	10,2mm	5mm
Gîte T1	0,8 °	1,5 °	-
Gîte sagittale	0,9 ° *	1,8 °	-
Inclinaison thoraco-lombaire	1,1 °	1,9 °	-
Courbures rachidiennes			[Humbert <i>et coll.</i> , 2009]
Cyphose T1-T12	-0,7 °	5,8 °	5,5 °
Cyphose T4-T12	0,1 °	4,1 °	3,8 °
Courbure T10-L2	-0,7 °	2,7 °	-
Lordose L1-S1	0,8 °	5,3 °	4,1 °
Paramètres pelviens			[Humbert <i>et coll.</i> , 2009]
Incidence pelvienne	-1,4 °	5,8 °	3,4 °
Version pelvienne	0,0 °	2,3 °	1,4 °
Pente sacrée	1,4 °	4,2 °	3,0 °

En particulier, le Sagittal Vertical Axis (SVA), n'est pas affecté de façon signifi-

4 - MISE EN PLACE ET QUALIFICATION D'OUTILS ET MÉTHODES POUR L'ANALYSE DE L'ÉQUILIBRE POSTURAL.



a - Déplacement coronal



b - Déplacement sagittal

FIGURE 4.16 – Déplacement des repères par rapport à *HA* lorsque le patient passe de la position « clavicule » à la position « malaire ». Les croix marquent les outliers situés à plus de 150% de la distance interquartile (intervalle de confiance à 99%).

tive par le changement de position, bien qu'en général on note plutôt une inclinaison du tronc d'environ 1 degré vers l'arrière si l'on utilise la position « malaire ». De même, ni les courbures rachidiennes (cyphose T1-T12 et lordose L1-S1), ni les paramètres pelviens (incidence pelvienne, version pelvienne, pente sacrée) n'ont été significativement modifiés. À titre d'illustration, le changement moyen observé était de $\pm 1^\circ$ pour les courbures rachidiennes et $\pm 1,5^\circ$ pour les paramètres pelviens. Ces valeurs sont inférieures aux mesures de reproductibilité effectuées sur la technique de mesure [Humbert *et coll.*, 2009].

Au contraire, la gîte sagittale, quantifiant l'inclinaison de l'axe reliant le centre de T1 au centre du plateau sacré S1 a été le seul paramètre influencé significativement par le changement de position ($p=0,042$). La position « malaire » induit une inclinaison du tronc vers l'arrière. L'amplitude du mouvement reste toutefois à l'intérieur de l'intervalle d'incertitude de la méthode de reconstruction.

4.3.4 Discussion

Originalité de l'étude, contraintes et limites

Comme le système effectue l'acquisition radiographique simultanée de la face et du profil, la superposition des membres aux autres structures anatomiques peut intervenir sur les deux incidences. En effet, si ces problèmes de superposition sont connus des radiologues, les parades mises en place impliquent souvent un positionnement différent lors de l'acquisition de l'incidence frontale et sagittale.

De plus, l'utilisation d'une plate-forme de force pour l'enregistrement de la ligne de gravité rajoute des contraintes. En effet, les auteurs craignent que l'utilisation de systèmes de contention (poignées, barres) permette au patient de transférer une partie de son poids. Ceci biaiserait la distribution des efforts enregistrés sur la plate-forme, et par voie de conséquence la mesure de la position de la ligne de gravité.

Cette étude présente la particularité d'être une analyse tridimensionnelle de l'équilibre :

Par rapport aux analyses radiographiques conventionnelles où sont identifiés des repères sur des images en projection, les repères anatomiques utilisés dans notre étude doivent exister réellement sur le modèle tridimensionnel du sujet. En particulier, le SVA est par convention mesuré par rapport au bord postéro-supérieur du plateau sacré. Dans la mesure où ce repère radiographique n'existe que comme la projection de la première vertèbre sacrée sur le plan de la radiographie, les auteurs ont préféré utiliser le centre du plateau sacré. Il a donc été fait l'hypothèse que ce changement n'affecte ni la pertinence clinique ni la validité de cette mesure. Cette considération semble partagée par d'autres auteurs puisque la littérature décrit des mesures du SVA (parfois renommé « plumbliné C7 » ou « verticale C7 ») par rapport au centre de S1 [el Fegoun *et coll.*, 2005], au milieu de l'axe bicoxofémoral [Roussouly *et coll.*, 2006a, Steffen *et coll.*, 2010b] ou encore au travers de l'utilisation de marqueurs externes [Marks *et coll.*, 2009, 2003].

Il n'est pas surprenant que l'analyse tridimensionnelle n'ait décelé aucune modification de l'équilibre coronal, notamment de la position des vertèbres par rapport à HA. En effet, la modification de position, lorsque le sujet passe des poings sur les clavicles aux doigts sur les malaires, est un mouvement essentiellement contenu dans le plan sagittal, qui a donc peu de raisons d'impacter les mesures effectuées dans le plan coronal.

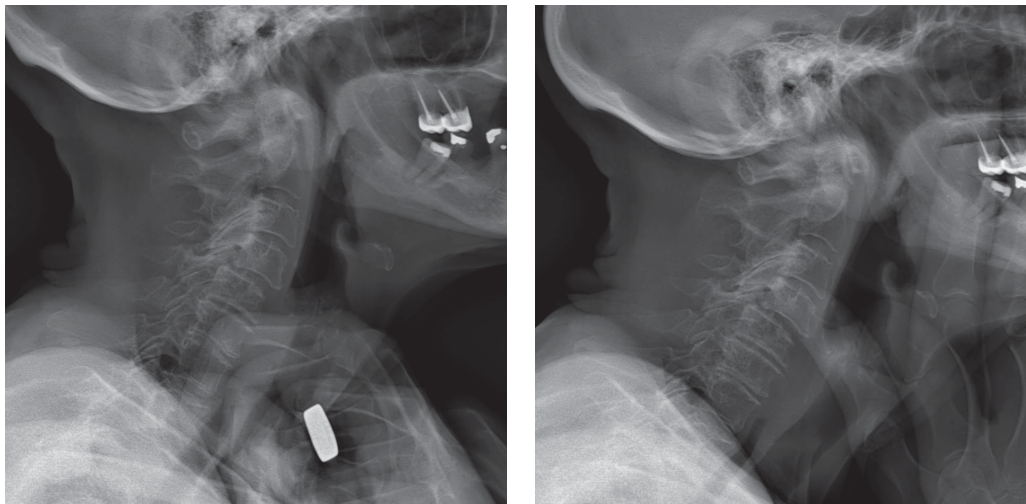
Visibilité des images radiographiques

La visibilité des repères radiographiques sur les images semble un paramètre très subjectif au vu des incohérences entre les scores attribués par chaque observateur. Horton *et coll.* [2005] ont déjà souligné la difficulté d'effectuer une analyse statistique basée sur ces scores. Selon leur conclusion, la position « clavicule » préserve au mieux la visibilité de C7. Toutefois, la position « malaire » n'avait pas été considérée.

Dans l'étude présentée, l'analyse a montré une visibilité équivalente dans la plupart des cas. L'utilisation d'images HDR (High Dynamic Range - en français : imagerie à grande gamme dynamique) et la possibilité d'optimiser le contraste local sur les images a sans doute permis un gain en visibilité des marqueurs et donc un gain en cohérence entre les scores attribués par les deux opérateurs.

D'autre part, l'analyse détaillée de la visibilité de la charnière cervico-thoracique a montré que les défauts de visibilité peuvent être évités, pourvu que la position (que les mains soient au niveau « malaires » ou « clavicules ») soit bien expliquée au patient.

- En particulier lors de l'utilisation de la position « clavicule », l'opérateur en charge des radiographies ne doit pas laisser le patient superposer ses doigts à la charnière cervico-thoracique (**FIGURE 4.17a**).
- Lors de l'utilisation de la position « malaire », l'angle du bras par rapport au tronc doit rester minimal, d'une part afin d'éviter que l'épaule ne vienne se superposer à la vertèbre sur le plan sagittal (**FIGURE 4.17b**) et d'autre part pour renforcer la similarité avec une position fonctionnelle (bras le long du corps).



a - Position « clavicule »

b - Position « malaire »

FIGURE 4.17 – Détails de radiographies latérales au niveau de la jonction cervico-thoracique dans un cas où le positionnement des doigts compromet la visibilité. L'assimilation correcte du positionnement par le patient peut permettre d'éviter la superposition des doigts dans la position « clavicule » ou l'extension de l'épaule dans la position « malaire ».

Modification de la configuration géométrique à l'équilibre

Une limite importante au travail présenté est inhérente à la répétabilité de la posture érigée pour l'ensemble des sujets. En effet, chacun n'est pas strictement statique et les modifications posturales observées ne dépendent donc pas uniquement de la modification de position mais également de la conception comparative de cette étude, basée sur deux acquisitions successives. En d'autres termes, il n'est pas possible de savoir si le fait d'avoir pris deux radiographies successives du patient dans la même position n'aurait pas livré les mêmes résultats que ceux présentés. En effet, le patient peut avoir légèrement bougé d'une acquisition à l'autre ; ou pas.

Cette hypothèse est corroborée par l'analyse qualitative des modifications de la configuration géométrique pour l'ensemble des 20 patients : sur les **figures 4.16a** et **4.16b**, le déplacement moyen reste petit au regard de l'amplitude des déplacements constatés. Les modifications en réaction au changement de position chez certains patients sont donc inverses à celles observées chez d'autres. Cette variabilité de position n'a donc que peu de chance d'être imputable au changement de position (« malaire » ou « clavicule ») mais plutôt à la variabilité d'une position qui pour être proche d'une position fonctionnelle est définie comme « confortable et relâchée ».

Si l'on s'intéresse à l'analyse quantitative et aux paramètres posturaux, la modification des courbures rachidiennes et des paramètres pelviens était inférieure aux intervalles d'incertitude de la méthode. De même, l'inclinaison globale [Skalli *et coll.*, 2007], ainsi que l'inclinaison CAM-HA [Steffen *et coll.*, 2010b] qui prennent toutes deux en compte la position de la tête par rapport au bassin n'ont pas été significativement modifiées lors du changement de position. En fait, la seule différence significativement non nulle a été constatée sur la gîte sagittale (mesurée en T1 et S1, $p=0,042$). Cependant, il est possible que ce résultat ne décrive pas une tendance généralisable puisque dans la population investiguée, le nombre d'occurrences d'une inclinaison vers l'avant (5 patients) est égale au nombre d'occurrences d'une inclinaison vers l'arrière.

En raison de la taille d'effet, l'absence d'écart significatif montre que le changement de configuration entre les deux positions est au plus de l'ordre de grandeur de la précision de la méthode. Si l'on considère que cette méthode produit des résultats assez précis pour une utilisation clinique courante [Gille *et coll.*, 2007], alors le fait que le changement de configuration géométrique ne soit pas détectable laisse à penser que les deux positions sont interchangeable lors du suivi clinique de l'équilibre.

4.3.5 Conclusion

Les variations en terme de visibilité radiographique et de configuration posturale d'une position standardisée d'acquisition : la position « malaire », par rapport à la position « clavicule » dont elle est une variante ont été évaluées. La visibilité des images radiographiques a été jugée similaire dans la plupart des cas et aucun paramètre quantitatif d'exploration de l'équilibre postural n'a subi de modification supérieure à la précision de la méthode de mesure. Les auteurs considèrent donc que la position « malaire » est une alternative pertinente à la position « clavicule ».

4.4 Reproductibilité de la modélisation tridimensionnelle personnalisée : cas des scolioses sévères et du rachis instrumenté

4.4.1 Introduction

L'incertitude de la modélisation 3D à partir d'images stéréo-radiographiques a déjà fait l'objet de plusieurs études. En particulier, l'étude de Gille *et coll.* [2007] évalue l'incertitude de la méthode sur des patients dont la courbure principale mesurait de 5° à 38° . Humbert *et coll.* [2009] évaluent quant à eux l'incertitude de la méthode sur un groupe de « scolioses sévères », dont la courbure principale va de 39° à 71° .

Cependant, les modélisations n'étaient pas effectuées par du personnel médical dans cette dernière étude. D'autre part, l'incertitude de mesure dans le cas de rachis instrumenté n'a jamais été documentée.

L'objectif primaire des travaux présentés dans ce chapitre est d'effectuer la validation des méthodes de modélisation du rachis pour l'analyse préopératoire des cas de scolioses sévères (Cobb $> 40^\circ$) et l'analyse de rachis instrumentés. L'objectif secondaire est d'identifier les facteurs ou les combinaisons de facteurs associés à une dégradation de la reproductibilité de mesure.

Cette analyse a été effectuée en collaboration avec les docteurs Obeid et Ilharreborde et l'assistance technique de la société EOSTM-imaging. Ainsi, l'analyse clinique développée par Ilharreborde *et coll.* [2011c] fait partie des travaux de thèse du premier auteur. Ma contribution a concerné d'une part l'analyse des normes ISO/5725-1 [1994] *et suivantes* pour élaborer un protocole d'analyse conforme aux recommandations de ces dernières. D'autre part, l'identification des facteurs responsables de la dégradation de la reproductibilité de mesure est propre à ce mémoire.

4.4.2 Matériel et Méthodes

Patients

Les examens stéréo-radiographiques EOSTM 7 préopératoires et postopératoires immédiats de 24 patients (20 filles et 4 garçons) opérés d'une scoliose idiopathique thoracique (Lenke 1 ou 2) ont été rétrospectivement inclus dans cette étude. L'âge au jour de l'opération allait de 13 à 18 ans (moyenne 15 ans).

Le premier groupe est constitué de 12 patients d'un service d'orthopédie rachidienne (Site 1), où la technique chirurgicale est basée sur l'utilisation de vis pédiculaires. Les clichés postopératoires montrent une moyenne (± 2 écarts-types) de 10 ($\pm 2,4$) niveaux instrumentés, avec en moyenne 1,9 implants (vis) par vertèbre.

Un second groupe de 12 Patients provient d'un service d'orthopédie pédiatrique (Site 2), où la technique chirurgicale est basée sur l'utilisation de vis pédiculaires, de crochets et de l'Universal Clamp[®] 8. Les clichés postopératoires montrent une moyenne (± 2

7. EOS imaging, Paris, France.

8. Zimmer Spine EMEA, Bordeaux, France.

écarts-types) de 12 (± 3) niveaux instrumentés. avec en moyenne 1,2 implants (vis, crochet, ou Universal Clamp®) par vertèbre.

Les patients présentaient un angle de Cobb frontal préopératoire de 61° en moyenne. Dans chaque site ont été inclus, pour un tiers des patients aux courbures modérées (inférieures à 55°), pour un tiers des patients aux courbures intermédiaires (comprises entre 50° et 70°), et pour un tiers des patients aux courbures sévères (supérieures à 65°). La distribution de l'amplitude des courbures principales préopératoires est détaillée **TABLE 4.4**.

TABLE 4.4 – Distribution des patients : analyse croisée des courbures principales préopératoires et des sites de prise en charge.

	Courbures principales												
	modérées				intermédiaires				sévères				
Site 1	43°	45°	49°	52°	53°	55°	58°	63°	68°	69°	70°	78°	$n = 12$
Site 2	48°	48°	53°	53°	59°	60°	67°	67°	67°	68°	82°	83°	$n = 12$
	$n = 8$				$n = 8$				$n = 8$				$n = 24$

Procédure d'acquisition

Les radiographies EOS™ basse dose préopératoires et postopératoire ont été prise en suivant les procédures opératoires standardisées (SOP) propres au service de radiologie de l'hôpital concerné.

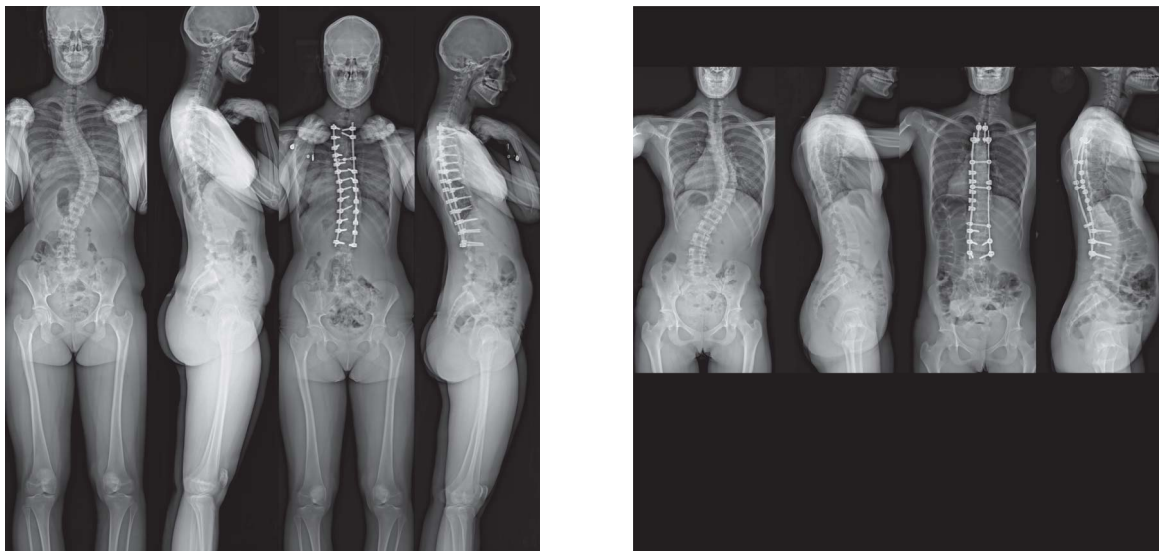
En particulier, les patients étaient positionnés en position debout, dans une position proche de celle recommandée par la *Scoliosis Research Society* (SRS) [Faro *et coll.*, 2004]. Sur l'un des sites, la consigne était que les mains reposent sur les clavicules et dans l'autre que les bras soit fléchis à 45° par rapport au tronc (voir **FIGURE 4.18**).

Sur le site 1, l'étendue des images est choisie des conduits auditifs à la diaphyse tibiale. Sur le site 2, la limite supérieure d'acquisition est située au dessus du corps de C7 tandis que la limite inférieure englobe les têtes fémorales.

Modélisation 3D

Procédure Les modèles 3D du rachis thoracique et lombaire (T1-L5) et du bassin ont été réalisées à partir des images EOS™, en utilisant le logiciel commercial dédié⁹, dont l'algorithmique est basé sur les travaux du laboratoire de biomécanique et notamment d'Humbert [2008]. Le bassin a été modélisé par deux sphères (une sur chaque *acetabulum*) et un plan (au niveau du plateau sacré), en utilisant le modèle de Baudoin *et coll.* [2006]. Les vertèbres limites de la courbure principale ont été déterminées sur les clichés préopératoires par consensus entre les trois opérateurs pour chaque patient. Ces vertèbres limites ont guidé les modélisations à partir des clichés préopératoires et ont permis le calcul des paramètres à partir des modèles postopératoires.

9. SterEOS™, version 1.3, EOS imaging, Paris, France



a - Consigne sur le site 1

b - Consigne sur le site 2

FIGURE 4.18 – Clichés stéréo-radiographiques EOS™ préopératoires et postopératoires acquis selon les procédures standardisées des deux institutions

Opérateurs et répétitions Le dimensionnement de l'étude a été réalisé par analogies aux études précédentes. La population de « scolioses sévères » étudiée par Humbert [2008] a été effectuée sur 20 patients tandis que celle de Gille *et coll.* [2007] évalue l'incertitude sur 30 patients. Dans les deux cas, la fidélité interopérateur a été évaluée à partir de trois opérateurs effectuant chacun une seule répétition tandis que la fidélité intraopérateur a été évaluée à partir d'un seul opérateur, qui faisait deux répétitions. Pour cette étude, trois opérateurs ont effectué chacun deux modèles 3D à partir de chaque paire de clichés préopératoires et chaque paire de clichés postopératoires. Chaque paramètre a donc été mesuré 144 fois (2 mesures x 3 opérateurs x 24 patients) en préopératoire et 144 fois en postopératoire. Parmi les trois opérateurs, l'opérateur 1 était un ingénieur avec une grande expérience de la méthode de modélisation. Les opérateurs 2 et 3 étaient des orthopédistes spécialisés dans la chirurgie rachidienne depuis plusieurs années et provenant de chacun des sites opératoires. Ces deux chirurgiens ont reçu d'EOS imaging une formation aux techniques de modélisation 3D du rachis. Les opérateurs 1 et 3 ont enregistré la durée nécessaire à la complétion de chaque modèle personnalisé.

Paramètres évalués Les paramètres ont été extraits de la fiche clinique du logiciel et sont détaillés dans la **TABLE 4.5**. Ces derniers sont calculés dans un repère anatomogravitaire (« repère patient » décrit en annexe A.1.2, page IV) cohérent avec les axes de références proposés par la SRS pour l'analyse tridimensionnelle des scolioses idiopathiques [Sangole *et coll.*, 2010, Stokes *et coll.*, 1994]. En particulier, la courbure scoliotique est analysée dans le plan coronal par l'angle de Cobb et en trois dimensions par la rotation axiale de la vertèbre apicale. Les paramètres pelviens (incidence pelvienne, version pelvienne, pente sacrée) ont également été relevés.

Analyse statistique

Les fiches cliniques issues de chaque modèle personnalisé ont été concaténées en tableaux récapitulatifs (traitement effectué par EOS imaging) qui ont ensuite pu faire l'objet d'un traitement statistique (logiciel Matlab¹⁰).

Mesure de l'incertitude préopératoire et postopératoire La répétabilité intra-opérateur ainsi que la reproductibilité interopérateur ont été évaluées en séparant les modèles préopératoires des modèles postopératoires selon les recommandations de l'*Association Française de Normalisation (AFNOR)* et l'*International Organization for Standardization (ISO)*. Le principe de cette méthode est de calculer pour un patient j donné :

- la moyenne des variances des mesures obtenues par chaque opérateur (variance de répétabilité intraopérateur - S_{rj}^2)
- un terme correctif révélateur de la dispersion de la valeur moyenne du paramètre chez chacun des opérateurs (variance interopérateur - S_{Lj}^2).

On obtient ainsi une mesure de la variance de reproductibilité (S_{Rj}^2), et donc de l'écart-type de reproductibilité ($S_{Rj} = \sqrt{S_{Rj}^2}$) en sommant ces deux termes pour chaque patient.

$$S_{Rj}^2 = S_{rj}^2 + S_{Lj}^2 \quad (4.2)$$

Après avoir vérifié que cette valeur est constante sur l'ensemble des patients (homoscédasticité des mesures), on estime l'écart type de répétabilité et de reproductibilité de la méthode (notés respectivement S_r et S_R) en prenant la moyenne des écarts-types calculés pour chaque patient.

$$S_r = \frac{1}{N_{Patients}} \sum_j^{N_{Patients}} S_{rj} \quad (4.3)$$

$$S_R = \frac{1}{N_{Patients}} \sum_j^{N_{Patients}} S_{Rj} \quad (4.4)$$

Valeurs aberrantes En conformité avec les recommandations de la norme ISO/5725-1 [1994], l'identification des valeurs extrêmes au moyen d'outils graphiques inspirés de la méthode de Bland et Altman [1986] a été effectuée par consensus entre médecins et ingénieurs pour chaque paramètre. Chaque opérateur a ensuite réexaminé les modèles suspects et statué sur l'aberrance de la mesure. Les mesures identifiées comme erronées suite à une erreur manifeste de l'opérateur ont été ré-effectuées tandis que celles imputables à un défaut dans la méthode de modélisation ont été conservées. Le consensus des experts était demandé en cas de doute.

Pour deux examens, les deux modèles personnalisés étaient identiques chez un opérateur. Dans ces cas, on a considéré que l'opérateur n'avait fait qu'une répétition de cet examen et le modèle personnalisé n'était inclus qu'une seule fois dans l'analyse.

Temps de modélisation Les temps de modélisation à partir des clichés préopératoires et postopératoires ont été analysés comparativement à l'aide d'un t-test de Student

10. Matlab, version 2010b, Mathworks, Natick, Massachussets

sur échantillons indépendants avec un seuil de significativité $\alpha = 5 \%$. Ce test a été effectué une première fois sur l'ensemble des patients puis une seconde et troisième fois en observant uniquement les patients provenant d'un site et de l'autre. De même, l'éventuelle disparité entre le temps de modélisation pour les patients du site 1 et celui nécessaire pour modéliser les patients du site 2 a été investiguée à la fois en préopératoire et en postopératoire (2 tests).

Analyses comparatives de la reproductibilité Plusieurs sous-groupes ont été considérés afin de détecter les éventuels facteurs d'inhomogénéité. Les variances de répétabilité (S_r^2) ont été comparées à l'aide d'un f-test de Fisher ($\alpha = 5\%$). La formation des sous-groupes visait à opposer comparativement :

- l'état des patients (préopératoire, postopératoire), indépendamment des autres facteurs,
- les patients issus d'un site hospitalier (site 1) à ceux issus de l'autre (site 2), indépendamment des autres facteurs et en interaction avec l'état du patient (préopératoire, postopératoire),
- l'opérateur expérimenté aux deux opérateurs novices, indépendamment des autres facteurs,
- l'interaction entre la répétabilité des deux opérateurs novices (novice 1, novice 2) avec le site de provenance des patients (le patient provient-il du site où exerce l'opérateur ou de l'autre site?).

Lorsqu'une différence significative de variance de répétabilité ($p < 0,05$) était constatée, une analyse graphique de la dispersion des écarts types de mesure, pour chaque opérateur, chaque patient et chaque état était effectuée. Pour ce faire, on trace un diagramme de Tukey modifié, représentant la médiane, le premier et troisième quartile ainsi que l'étendue des écarts types de mesures de chaque triplet (patient, état, opérateur) [Tukey, 1977]. Les valeurs à plus de 1,5 fois la distance interquartile de la médiane (intervalle de confiance à 99% sur une population normale) sont identifiées comme *outliers* et indiquées à part dans la représentation.

Taille d'effet Les travaux discutés dans ce chapitre proposent le calcul d'un écart type de répétabilité intraopérateur (S_r) ainsi que d'un écart type de reproductibilité interopérateur (S_R) à partir d'un plan d'expérience complet (24 patients x 3 opérateurs x 2 répétitions = 144 mesures).

La norme ISO/5725-1 [1994] offre des outils pour dimensionner les études de répétabilité et de reproductibilité.

En faisant l'hypothèse pour un paramètre donné :

- d'une incertitude interopérateur de l'ordre de 5° ,
- d'une incertitude intraopérateur de l'ordre de 4° .

La largeur de l'intervalle de confiance à 95% associé à la mesure des écarts types de reproductibilité est estimée à $1,5^\circ$ sur 20 patients (préopératoire et postopératoire) et 1° sur 40 patients (total).

Comparaison avec les études précédentes

Les estimés d'incertitude présentés dans cette étude ont été comparés avec les données d'études précédentes, notamment les publications de Gille *et coll.* [2007] et Humbert *et coll.* [2009].

Pour faciliter la comparaison, les méthodes statistiques d'Altman et Bland [1983] et Glüer *et coll.* [1995] ont été appliquées aux données de cette étude.

4.4.3 Résultats

Visibilité des radiographies

Aucun défaut de visibilité n'a été signalé par les opérateurs sur cette série, que ce soit au sujet des images préopératoires ou postopératoires.

Reproductibilité préopératoire et postopératoire des paramètres calculés

La reproductibilité des paramètres calculés à partir des modèles préopératoires et postopératoires est détaillée dans la **TABLE 4.5** pour l'ensemble des sujets. À part pour la rotation axiale de la vertèbre apicale, la différence de reproductibilité des mesures en préopératoire et postopératoire est restée inférieure au degré.

TABLE 4.5 – Reproductibilité interopérateur des modèles à partir des clichés pré- et postopératoires. * indique une différence significative entre la répétabilité des examens préopératoire et postopératoires

$2 \cdot S_R$	Préopératoires	Postopératoires	Total
Évaluation de la courbure scoliothique			
Angle de Cobb	6,2 °	6,9 °	6,6 °
RVA apex ^{a*}	6,1 °	10,4 °	-
Évaluation de la courbure sagittale			
Cyphose T1-T12	7,0 °	7,7 °	7,4 °
Cyphose T4-T12	5,7 °	5,4 °	5,5 °
Lordose L1-L5*	6,7 °	5,4 °	-
Lordose L1-S1	5,9 °	5,6 °	5,8 °
Paramètres pelviens			
Incidence pelvienne	4,7 °	5,2 °	5,0 °
Version pelvienne	1,4 °	1,5 °	1,4 °
Pente sacrée	4,3 °	4,6 °	4,6 °
Bascule frontale	1,9 °	1,6 °	1,8 °

^{a.} Rotation Vertébrale Axiale de la vertèbre apicale

Facteurs influençant la répétabilité de mesure

Seule les variances de répétabilité (S_r^2) de la rotation axiale de la vertèbre apicale ($p = 0,01$) et de la lordose L1-L5 ($p < 0,01$) se sont montrées significativement dif-

4 - MISE EN PLACE ET QUALIFICATION D'OUTILS ET MÉTHODES POUR L'ANALYSE DE L'ÉQUILIBRE POSTURAL.

férentes entre les états préopératoire et postopératoire. La **FIGURE 4.19** montre la dispersion des écarts types de mesure de chaque couple (patient, opérateur) entre les deux états pour ces deux paramètres.

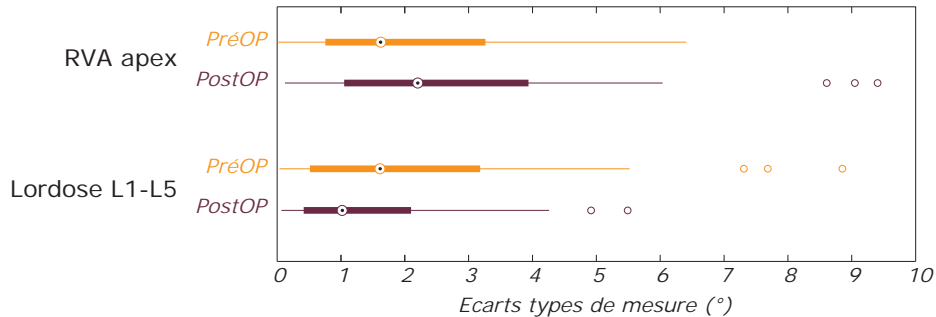


FIGURE 4.19 – Dispersion de l'écart type de mesure des paramètres dont l'incertitude est significativement influencée par l'état du patient (« PréOP » ou « PostOP »).

Seule la version pelvienne a montré une variance de répétabilité (S_r^2) significativement différente entre les deux sites ($p < 0,01$). Cette différence significative se retrouve en analysant le sous groupe des modèles préopératoires et en moindre mesure sur celui des modèles postopératoires ($p = 0,04$). Toutefois, la **FIGURE 4.20** montrant la dispersion des écarts types de mesure indique un écart type maximal de $2,5^\circ$ sur une valeur isolée et 75% des incertitudes restent inférieures à $0,6^\circ$, ce qui est très inférieur aux valeurs de répétabilité des autres paramètres sagittaux. À titre informatif, l'écart type de reproductibilité de ce paramètre est estimé à $0,8^\circ$ pour le site 1 et $0,6^\circ$ pour le site 2.

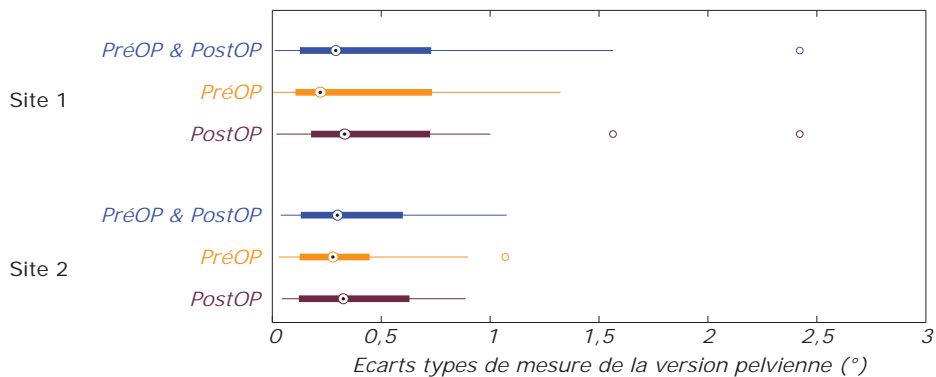


FIGURE 4.20 – Dispersion de l'écart type de mesure de la version pelvienne en fonction du site de provenance des patients.

Concernant la comparaison « opérateur expérimenté » à « opérateurs novices », l'incertitude de mesure ne s'est montrée différente sur aucun paramètre. La **FIGURE 4.21** montre la dispersion de l'écart type de répétabilité pour la rotation vertébrale axiale de la vertèbre apicale, qui a montré une statistique proche de la significativité ($p = 0,055$).

De même, le fait d'effectuer la modélisation de ses propres patients s'est montré aussi reproductible que d'effectuer les modélisations de patients provenant de l'autre

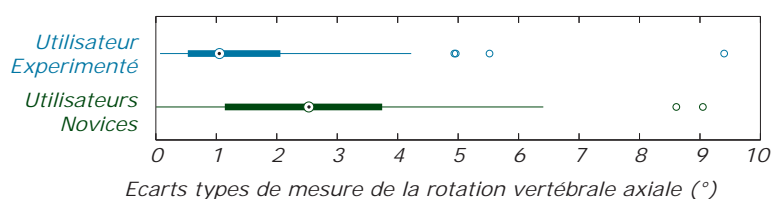


FIGURE 4.21 – Dispersion de l'écart type de mesure de la rotation vertébrale axiale en fonction du niveau d'expertise de l'opérateur. La différence de variance de répétabilité n'est pas significative dans ce cas ($p = 0,055$).

site. En effet, seul le paramètre de version pelvienne montre une différence de variance de répétabilité significative, mais il a précédemment été constaté que l'incertitude sur ce paramètre était statistiquement différente d'un site à l'autre (voir **FIGURE 4.20**).

Durée de modélisation

La durée de modélisation est reportée pour chacun des groupes dans la **TABLE 4.6**. La durée moyenne est de l'ordre de 12 minutes.

TABLE 4.6 – Temps de modélisation à partir des clichés pré- et postopératoires, en fonction du service de provenance.

	Tous patients $n = 24$	Site 1 $n = 12$	Site 2 $n = 12$
Examens préopératoires	11min 31s (± 1 min)	11min 33s (± 1 min 8s)	11min 30s (± 1 min)
Examens postopératoires	12min 50s (± 50 s)	13min (± 45 s)	12min 35s (± 1 min)

L'analyse comparative n'a pas mis en évidence de différence significative entre les temps de modélisation des patients issus des deux sites que ce soit en analysant les temps de modélisation à partir d'images préopératoires ($p = 0,9$) ou postopératoires ($p = 0,2$). Au contraire, la modélisation à partir de clichés postopératoires est significativement plus longue que celle à partir de clichés préopératoires, et ce, sur l'ensemble des patients de l'étude ou quel que soit le site considéré.

De même, les temps de modélisation des opérateurs novices étaient significativement plus longs que ceux de l'opérateur expérimenté ($p < 0.01$, différence moyenne : 2 min 45s \pm 1 min 40s).

4.4.4 Discussion

Reproductibilité des paramètres cliniques

La **TABLE 4.5** montre que l'incertitude de mesure de la plupart des paramètres cliniques est située entre 4° et 7° . Le paramètre le moins reproductible est la rotation axiale de la vertèbre apicale, estimée à partir des clichés post-opératoires ($10,4^\circ$). Cette incertitude, bien qu'importante, reste inférieure à celle liée à l'utilisation du torsiomètre de Perdriolle, qui permet l'estimation de la rotation axiale sur une radiographie frontale. L'utilisation d'un scanner médical peut permettre d'obtenir une meilleure reproductibilité, mais la rotation est alors estimée dans un plan axial défini par l'installation du patient dans la machine et en position couchée.

L'incertitude associée à la cyphose T1-T12 est évaluée à $7,4^\circ$ sur l'ensemble des examens mais la cyphose T4-T12 se montre plus reproductible ($5,5^\circ$). Cette différence est certainement due à la superposition des contours qui rend difficile l'identification des plateaux vertébraux en région thoracique haute.

Également, l'incertitude associée à la lordose L1-L5 atteint $6,7^\circ$ sur les images pré-opératoires quand celle de la lordose L1-S1 reste à $5,9^\circ$. En effet, la géométrie de la vertèbre L5 est relativement difficile à identifier sur les radiographies, par rapport au plateau sacré, bien visible sur l'incidence latérale et dont la position sur l'incidence frontale peut être estimée à l'aide des articulations sacro-iliaques.

Du fait de leur meilleure reproductibilité, l'utilisation de T4 et S1 comme vertèbres limites se confirme être un bon choix pour l'étude des courbures rachidiennes dans le plan sagittal. Enfin, la mesure de deux paramètres pelviens à partir de la modélisation tridimensionnelle personnalisée, à savoir la version pelvienne et la bascule frontale, se montre très reproductible puisque la reproductibilité de ces deux paramètres ne dépasse pas 2° quel que soit l'état considéré (voir **TABLE 4.5**).

Comparaison aux études précédentes

La **TABLE 4.7a** compare les travaux de ce chapitre avec l'étude de Humbert *et coll.* [2009]. La reproductibilité des deux paramètres liés à la quantification de la courbure scoliotique est trouvée supérieure aux valeurs de l'étude de Humbert *et coll.* [2009]. Concernant les courbures rachidiennes sagittales et les paramètres pelviens, les travaux de ce chapitre et l'étude d'Humbert *et coll.* [2009] montrent des résultats semblables (à 1° près, en faveur de cette dernière étude).

De même, la **TABLE 4.7b** compare les données exposées dans ce chapitre avec les résultats de Gille *et coll.* [2007]. L'incertitude des paramètres scoliotiques est bien meilleure dans l'étude de Gille *et coll.* [2007] mais cette dernière étude concerne des scolioses de courbure inférieure. Concernant les courbures sagittales et les paramètres pelviens, les incertitudes de mesures sont cohérentes entre les deux études.

Limites de l'étude

Étude de la justesse Dans cette étude, seule la fidélité de mesure à été évaluée. En effet, il n'existe pas d'autre moyen d'obtenir *in-vivo* des valeurs de références quant à la forme, la position et l'orientation des vertèbres en trois dimensions. Les techniques par scanographies, outre leur caractère irradiant, ne peuvent être considérées comme

TABLE 4.7 – Etude comparative des valeurs de reproductibilité aux incertitudes évaluées dans les études précédentes.

a - Incertitude évaluée sur des scolioses sévères à l'aide de la méthode de Glüer *et coll.* [1995].

$2 \cdot S_r$	Préopératoires	Humbert et coll.
	Cobb 43° à 83°	Cobb 39° à 71°
Évaluation de la courbure scoliothique		
Cobb	5,8°	3,5°
RVA apex ^a	5,6°	3,9°
Évaluation de la courbure sagittale		
Cyph. ^b T1-T12	6,4°	5,6°
Cyph. T4-T12	5,1°	4,3°
Lord. ^c L1-L5	6,2°	5,4°
Lord. L1-S1	5,3°	4,2°
Paramètres pelviens		
Incidence	4,3°	3,5°
Version	1,3°	0,8°
Pente	3,9°	3,2°

b - Incertitude évaluée sur des scolioses sévères et modérées à l'aide de la méthode de Nodé-Langlois [2003].

$2 \cdot SD$	Préopératoires	Gille et coll.
	Cobb 43° à 83°	Cobb 5° à 38°
Évaluation de la courbure scoliothique		
Cobb	5,3°	2,8°
RVA apex	5,1°	2,0°
Évaluation de la courbure sagittale		
Cyph. T1-T12	5,9°	6,6°
Cyph. T4-T12	4,6°	4,3°
Lord. L1-L5	5,7°	4,2°
Paramètres pelviens		
Incidence	3,9°	2,4°
Version	1,2°	2,1°
Pente	3,6°	2,2°
Bascule	1,6°	2,2°

a. Rotation Vertébrale Axiale de la vertèbre apicale

b. Cyph : Cyphose

c. Lord : Lordose

une modalité de référence étant donné que les acquisitions sont effectuées en position couchée. En revanche, Dumas *et coll.* [2004] ont évalué *in-vitro* la justesse *in-vitro* de l'orientation des vertèbre à l'aide de techniques par stéréo-radiographies et montrent un biais inférieur à 2,5° dans le plan sagittal (moyenne 0,7°) et inférieur à 4,6° dans le plan transverse (moyenne 1,4°). La justesse est donc au moins deux fois moindre dans le plan sagittal et comparable dans le plan axial aux valeurs de reproductibilité déterminées pour les vertèbres dans ce chapitre.

Contrôle de la procédure de modélisation Les travaux d'Humbert [2008] font état de deux procédures de modélisation, à savoir une procédure « *Fast-Spine* », qui fournit un modèle 3D en 3 minutes, et une procédure « *Full-Spine* », dont les temps de modélisation moyens décrits vont de 9 minutes (sujets asymptomatiques) à 11 minutes (sujets scoliothiques sévères).

Cependant, la version du logiciel utilisée dans la présente étude¹¹, ne guide pas l'opérateur dans la suite des opérations. En particulier, il incombe à celui-ci de respecter les étapes de la procédure de modélisation et de décider du nombre de retouches à effectuer.

Au vu de l'ampleur des retouches effectuées sur les modèles ainsi que du temps mis par les opérateurs dans la présente étude, il reste toutefois pertinent d'assimiler la procédure suivie à la méthode « *Full-Spine* ».

Il est à noter par ailleurs que les nouvelles versions du logiciel^{12, 13} intègrent un assistant qui guide l'opérateur et veille au respect du processus de modélisation.

11. SterEOS™, version 1.3, EOS imaging, Paris, France.

12. SterEOS™, version 1.4, EOS imaging, Paris, France.

13. Idef'X, version 4.7, collaboration Laboratoire de biomécanique - Laboratoire de recherche en imagerie et orthopédie.

Population étudiée L'étude a été ciblée sur les scolioses idiopathiques de l'adolescent. La conception de l'étude s'est attachée à décrire un groupe à la fois homogène et représentatif des cas cliniques courants. En particulier, l'étude comparative de la répétabilité de mesure, pour les patients des sites 1 et 2, prend du sens car les patients ont été appariés en angle de Cobb dans les deux sites. La seule différence entre les images EOS™ postopératoires des patients des deux sites reste liée à l'utilisation d'un matériel différent. Cette différence aurait pu affecter la reproductibilité des paramètres sur les modèles effectués à partir d'images postopératoires.

La topologie des courbures n'était pas un critère d'inclusion. Le fait que n'aient été inclus que des patients avec une courbure thoracique (Lenke 1 ou 2) semble refléter la prépondérance de cette topologie parmi les scolioses idiopathiques de l'adolescent, au moins sur la plage de courbure considérée. De plus, les instrumentations utilisées dans les sites 1 et 2 ne diffèrent qu'aux niveaux thoraciques (vis et crochets). L'inclusion de scolioses lombaires ou thoraco-lombaires aurait eu pour conséquence de minimiser la différence éventuellement observable entre la reproductibilité de mesure de patients opérés avec un type d'instrumentation ou l'autre.

Analyse des valeurs aberrantes et répétition de la mesure L'identification des valeurs extraordinaires au moyen d'outils graphiques inspirés de la méthode de Bland et Altman [1986] a été effectuée par consensus entre médecins et ingénieurs. Cette technique fait largement appel à la fonction expertise puisque l'identification des mesures extraordinaires est d'ordinaire déléguée au statisticien [ISO/5725-2, 1994]. L'utilisation de tests statistiques pour mettre en évidence les valeurs extraordinaires aurait pu limiter le travail d'expertise en isolant moins de modèles suspects.

De même, l'option de remesurer la donnée source n'est pas décrite dans les méthodes d'analyses ([Altman et Bland, 1983, Glüer *et coll.*, 1995, ISO/5725-1, 1994] qui proposent plutôt d'éliminer les valeurs aberrantes. Mais si cette dernière démarche permet de contourner le problème d'un point de vue statistique, elle ne donne aucun renseignement sur les causes potentielles de l'erreur. En revanche, la revue des modèles suspects par chaque opérateur permet une meilleure compréhension des erreurs constatées. Le fait de mesurer à nouveau le paramètre plutôt que de simplement supprimer la mesure permet de ne pas perdre de puissance de test.

Ainsi, bien que certaines méthodes d'analyses statistiques puisse permettre de limiter le travail d'expertise présenté dans ce chapitre, l'analyse approfondie des données a permis de mieux comprendre les limites du processus de modélisation personnalisée des scolioses sévères et de calculer les écarts types de répétabilité et de reproductibilité à partir de l'ensemble des mesures disponibles (246 mesures pour chaque paramètre en cumulant les examens pré et postopératoires).

Uniformité de l'incertitude de mesure

En raison du masquage des repères anatomiques par l'instrumentation, il aurait été légitime de penser que la modélisation à partir de radiographies postopératoires soit plus incertaine que celle effectuée à partir de données préopératoires. Or l'incertitude de la plupart des paramètres n'est pas significativement différente entre les deux états. Au contraire, la lordose L1-L5 est estimée plus précisément à partir des clichés post-

opératoires qu'à partir des clichés préopératoires. Cette amélioration relative permet d'émettre l'hypothèse de phénomènes facilitant l'analyse des clichés postopératoires par rapport aux clichés préopératoires :

- Sur les paramètres du plan sagittal, la réduction de la courbure coronale peut permettre une meilleure identifications des plateaux vertébraux sur l'incidence sagittale, ce qui compense le fait que certains plateaux peuvent être masqués par l'instrumentation.
- La courbure coronale du rachis est réduite par la chirurgie. Or, Humbert *et coll.* [2009] montrent que la modélisation personnalisée de courbure modérée est plus répétable que celle de sujets sévères.
- En ce qui concerne les paramètres pelviens, le peu de paramètres à identifier et la visibilité similaire en préopératoire et postopératoire justifient l'absence de différence d'incertitude.

En ce qui concerne la rotation vertébrale axiale de la vertèbre apicale, la différence significative d'incertitude peut s'expliquer par le fait que les implants (vis, clamps ou crochets) masquent les pédicules de la vertèbre apicale, tandis que les tiges se superposent aux murs vertébraux. Or la position des pédicules par rapport aux murs vertébraux droit et gauche est à la base de l'estimation de la rotation vertébrale axiale.

L'analyse comparative des incertitudes entre les sites de provenance et les opérateurs conforte l'hypothèse d'universalité de la méthode. En effet, seule l'incertitude associée à la mesure de la version pelvienne est curieusement significativement différente entre les deux sites. Le fait que l'incertitude de ce paramètre soit au moins deux fois plus faible que celles des autres paramètres sagittaux relativise toutefois cette observation.

De plus, l'absence de différence en postopératoire sur les autres paramètres indique que l'incertitude de la méthode n'est pas affectée par le type de matériel utilisé (vis, crochets, Universal Clamp®), même pour le cas d'une instrumentation extensive (10 ou 12 niveaux instrumentés en moyenne).

De même, l'absence de différence significative entre l'incertitude de mesure de l'opérateur 1 et celle des deux opérateurs novices justifie la présentation combinée des résultats de l'ensemble de ces trois opérateurs. D'un point de vue pratique, ce résultat montre également que la formation dispensée aux médecins leur permet d'atteindre une autonomie suffisante pour l'utilisation de la méthode en routine clinique.

Enfin, l'analyse de l'interaction « Site*Opérateur » ne montre pas de différence significative. Cette observation prend du sens si l'on se souvient que les patients du site 1 proviennent du service de l'opérateur 2 et que ce dernier est même le chirurgien qui a réalisé l'opération de certains d'entre eux (la même remarque est valable pour le site 2 et l'opérateur 3). Dès lors, cela montre que la connaissance détaillée de la pathologie du patient n'influe pas sur l'incertitude de la modélisation.

L'absence de différence significative entre ces deux derniers points laisse penser que malgré la part d'interprétation demandée à l'opérateur au cours du processus de modélisation (et en particulier lors de l'identification des repères anatomiques), la dépendance opérateur de la méthode ne soit pas un facteur prépondérant, pourvu que ces derniers aient été formés de manière adéquate.

4.4.5 Conclusion et perspectives

La reproductibilité de la modélisation tridimensionnelle personnalisée a été évaluée sur des cas de scolioses idiopathiques thoraciques préopératoires et postopératoires.

L'incertitude de mesure de la modélisation est homogène entre les images préopératoires et postopératoires, exception faite de la rotation vertébrale axiale de la vertèbre apicale. De même, l'extensivité de l'instrumentation, le type de matériel utilisé ainsi que l'expertise des opérateurs ne semblent pas infirmer la validité de la méthode de modélisation. Enfin, la provenance des patients ou l'expertise des opérateurs n'ont pas eu d'influence significative sur la mesure d'incertitude.

En conclusion, cette étude valide l'utilisation clinique de la modélisation tridimensionnelle personnalisée pour l'analyse préopératoire des scolioses sévères et l'analyse postopératoire des rachis instrumentés. Pour la suite des travaux, ce résultat va nous permettre d'étudier l'équilibre postural de patients instrumentés ou non.

Conclusion du chapitre

La revue de littérature a souligné l'intérêt de l'analyse tridimensionnelle globale de la configuration géométrique du squelette par rapport à la ligne de gravité. Mais avant de pouvoir proposer une telle analyse, différents outils et méthodes ont dû être mis au point, formalisés ou validés.

En premier lieu, une méthode de recalage a permis de fusionner les données issues d'une plate-forme de force (ligne de gravité) aux données radiographiques EOS™. Cette méthode permet ainsi de localiser à 6 mm près la position de ligne de gravité dans les modèles géométriques tridimensionnels personnalisés du squelette.

Dans un second temps, une position standardisée pour l'évaluation radiographique tridimensionnelle du squelette entier a été proposée, évaluée et discutée en tenant compte des recommandations actuelles pour l'acquisition des radiographies.

Enfin, l'incertitude de mesure des techniques de modélisation tridimensionnelle personnalisée a été évaluée dans deux cas pour lesquels elle n'était pas encore documentée. Dans les cas de scolioses sévères ou lorsque le rachis a été instrumenté, l'incertitude de mesure de certains paramètres cliniques peut être majorée par rapport à l'incertitude des modèles de sujets asymptomatiques ou de scolioses plus modérées. La prise en compte de cette majoration lors de l'évaluation de ces cas limites devrait permettre de planifier l'analyse tridimensionnelle de l'équilibre postural.

Dans le chapitre à venir, ces outils et méthodes vont être utilisés dans le cadre d'une analyse transversale de l'équilibre postural de patients atteints de différentes pathologies rachidiennes et de sujets asymptomatiques.

5 Quantification tridimensionnelle de l'équilibre postural

Publications associées

Les travaux exposés dans ce chapitre ont fait l'objet d'une publication sous la références suivante :

J.-S. STEFFEN, I. OBEID, N. AUROUER, O. HAUGER, J.-M. VITAL, J. DUBOUSSET et W. SKALLI : 3d postural balance with regard to gravity line: an evaluation in the transversal plane on 93 patients and 23 asymptomatic volunteers. *European Spine Journal*, 19(5):760–767, May 2010b

5.1 Introduction

La revue de littérature a souligné en quoi l'analyse de la configuration géométrique du squelette pouvait permettre de mieux comprendre le déséquilibre postural. Cependant, la plupart des études n'évaluent la posture que dans le plan sagittal [Lafage *et coll.*, 2008, Schwab *et coll.*, 2006]. De plus, seule l'étude pilote de Gangnet *et coll.* [2003] analyse la position de la tête par rapport à la ligne de gravité, mais dans une position non standardisée (le patient dispose de poignées à hauteur de la tête).

Grâce aux méthodes validées au chapitre précédent, une étude transversale de l'équilibre postural a été mise en place et est présentée dans ce chapitre. L'objectif de ce travail est de pouvoir proposer un protocole utilisable en routine clinique pour l'analyse de l'équilibre postural en trois dimensions au quotidien.

5.2 Patients et méthodes

5.2.1 Patients et volontaires asymptomatiques

Tous les examens EOSTM effectués entre avril et juin 2008 qui incluait une mesure de la ligne de gravité ont été systématiquement analysés. 93 patients (dont 70% de femmes) ont ainsi été inclus dans cette étude. Les cas de spondylolisthésis ont été exclus. L'âge moyen des patients était de 44 ans (de 12 à 78 ans, divisés en 82 adultes et 15 enfants de moins de 18 ans).

De plus, un groupe témoin de 23 volontaires asymptomatiques (19 femmes et 9 hommes) a été construit à partir des données d'études précédentes utilisant l'imageur

EOS™ conjointement à une plate-forme de force. Ces études avaient été approuvées par le comité d'éthique local et le consentement informé écrit de chaque volontaire avait été recueilli.

5.2.2 Protocole d'acquisition

Pour l'ensemble des patients, les images radiographiques ont été obtenues au moyen du système EOS™ installé au CHU de Bordeaux (France). Ces images ont été complétées par la position de la ligne de gravité, enregistrée au moyen d'une plate-forme de force posé sur le sol. Tous les examens ont été effectués en suivant les procédures standardisées du service de radiologie :

- La limite supérieure des images radiographiques est fixée au dessus des conduits auditifs. Pour les adultes, la limite inférieure est au niveau de la diaphyse tibiale. Pour les enfants de moins de 15 ans, la zone irradiée est limitée en partie inférieure aux têtes fémorales.
- Il était demandé à chaque patient de se tenir confortablement debout sur la plate-forme en *free standing position* tel que décrit par Faro *et coll.* [2004] ou dans sa variante où les doigts reposent sur les malaires (voir **FIGURE 5.1**).
- Un miroir placé au niveau des yeux aidait le patient à garder un regard horizontal. Le sexe, l'année de naissance, l'indication clinique justifiant l'examen EOS™ (bilan préopératoire, contrôle post-opératoire ou suivi) ainsi que la pathologie ont été notés lorsqu'ils étaient disponibles.



FIGURE 5.1 – Volontaire avant stéréo-radiographie en position standardisée.

5.2.3 Traitement des données

À partir des images biplanes EOS™, un modèle tridimensionnel personnalisé du rachis thoracique et lombaire (de T1 à L5) ainsi que du bassin a été effectué en utilisant des

méthodes précédemment décrites [Baudoin *et coll.*, 2006, Humbert *et coll.*, 2009, Mitton *et coll.*, 2006, 2000]. Deux points stéréo-correspondants ont été placés sur chaque conduit auditif afin de calculer leur milieu (CAM). La reproductibilité de cette dernière mesure a été évaluée sur 20 patients par deux opérateurs qui ont localisé les conduits auditifs à trois reprises pour chaque patient.

Le centre des pressions calculé à partir des mesures de la plate-forme de force a été fusionné avec le modèle personnalisé à l'aide de la méthode décrite au chapitre précédent. On dispose ainsi d'un modèle tridimensionnel personnalisé de la géométrie du squelette et de la ligne de gravité (**FIGURE 5.2**).

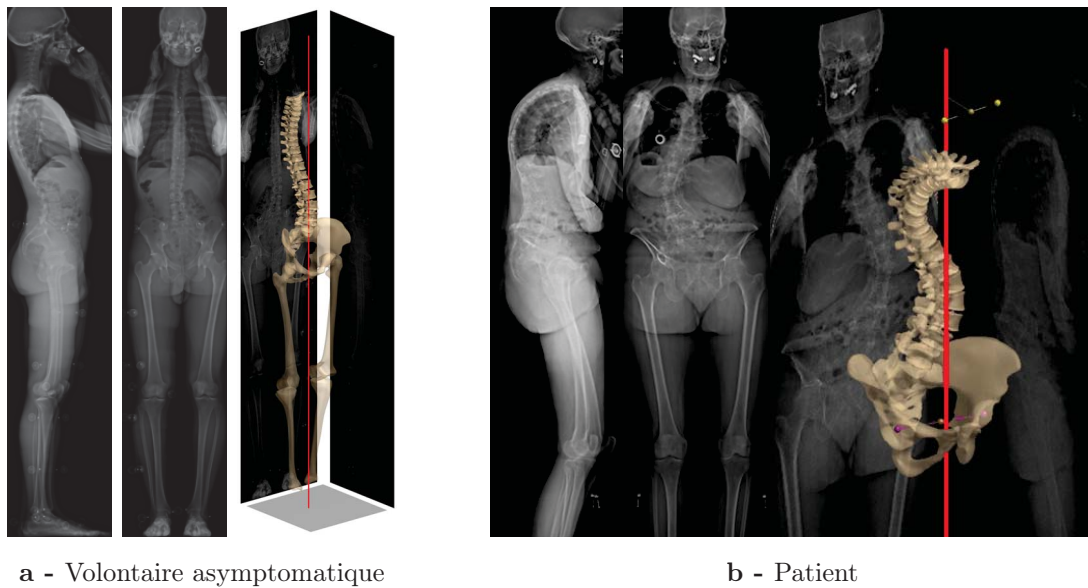


FIGURE 5.2 – Stéréo-radiographies en position debout et modèles 3D associés

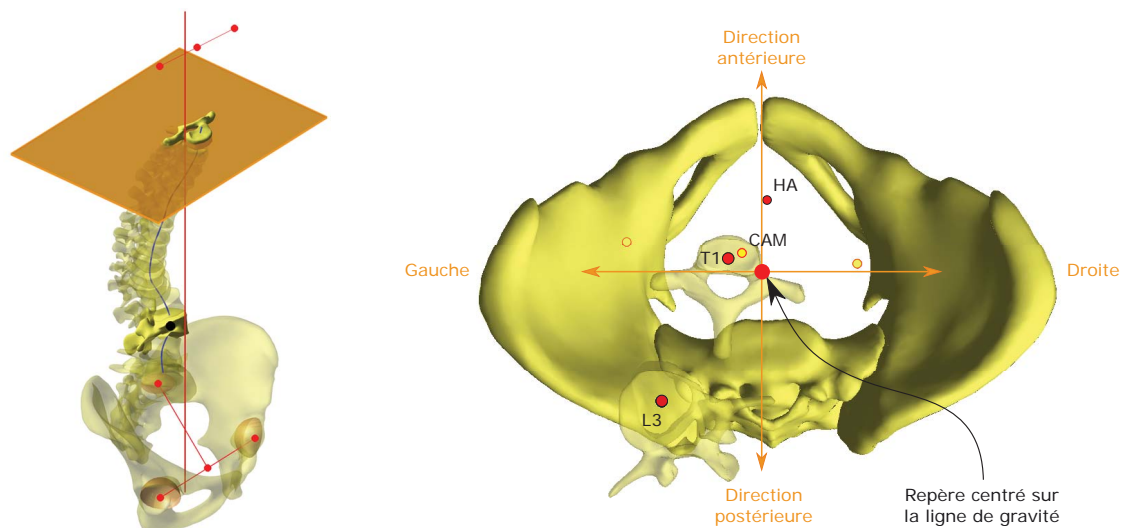
5.2.4 Paramètres 3D

Après recalage, la position des éléments suivants a été calculée dans l'espace tridimensionnel de la reconstruction par rapport à la ligne de gravité (GL) :

- CAM, le milieu des conduits auditifs selon la définition de Gangnet *et coll.* [2003],
- HA, le milieu du segment reliant les centres des deux *acetabula* selon la définition de Jackson *et coll.* [1998],
- les centres des corps vertébraux de T1, T4, T9 et L3, origine du repère vertébral défini par Stokes [1994],
- le centre du plateau sacré (S1).

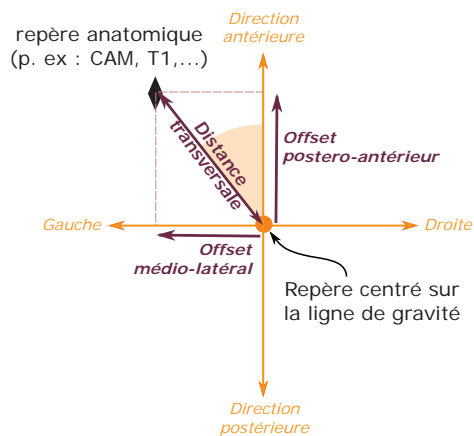
Chaque position a été quantifiée dans le plan transverse en utilisant à la fois la distance transversale à la ligne de gravité ainsi que les offsets dans les directions postéro-antérieures et gauche-à-droite (**FIGURE 5.3c**).

Le « Sagittal Vertical Axis » a été estimé en utilisant la distance, mesurée dans le plan sagittal, entre T1 et le centre du plateau sacré (S1). L'inclinaison CAM-HA a été quantifiée en calculant l'angle formé par l'axe reliant les points CAM et HA avec



a - Définition du plan transverse au repère T1

b - Analyse des repères dans le plan transverse



c - Définition des offsets postéro-antérieur et médio-latéral ainsi que de la distance 3D

FIGURE 5.3 – Quantification tridimensionnelle de la position des repères par rapport à la ligne de gravité

la verticale. Concernant la composante sagittale, l'angle a été choisi positif lorsque le CAM est antérieur à HA.

La mesure des courbures rachidiennes (cyphoses, lordoses) et des paramètres pelviens (incidence pelvienne, version pelvienne, pente sacrée) a été relevée sur la fiche clinique automatiquement créée à partir de la reconstruction. Ces valeurs ont permis la comparaison des résultats avec les autres études de la littérature.

5.2.5 Analyse statistique

Critères de regroupement des patients

Les patients ont été classés selon leur déformation rachidienne en différents groupes : « Déformations 3D », « Déformations Sagittales » et « Déformations Modérées ».

Les patients du groupe « Déformations 3D » vérifient notamment un angle de Cobb frontal de plus de 20° ou un antécédent de scoliose. Ce groupe est composé de 42 patients (37 femmes et 5 hommes), dont 11 patients opérés.

Les patients du groupe « Déformations Sagittales » est composé de 10 patients dont la vertèbre T1 est au moins 5 cm en avant de S1 (critère exposé dans Glassman *et coll.* [2005a,b]) et de 3 patients qui ont subi une chirurgie de correction de leur déséquilibre sagittal.

Les 38 patients restants (22 femmes, 16 hommes) ne remplissant pas les critères d'inclusion de ces deux groupes ont été inclus dans le groupe « Déformations Modérées ». Les cas de spondylolisthésis ont été exclus de l'étude.

Analyse descriptive en utilisant la ligne de gravité

La distance 3D (mesurée en réalité dans le plan transverse, voir **FIGURE 5.3**) et les offsets postéro-antérieur et médio-latéral de chaque élément par rapport à la ligne de gravité ont été décrits pour chaque groupe au moyen d'une moyenne et d'un écart type. Chaque groupe a ensuite été comparé au groupe de volontaires asymptomatiques (groupe témoin) au moyen des tests de Student (T-test, pour la moyenne) et de Snedecor (F-test, pour l'écart type) avec un seuil de significativité $\alpha = 0,05$.

La corrélation entre l'offset sagittal CAM-GL et l'inclinaison CAM-HA a été évaluée au moyen d'une analyse graphique par nuage de points ainsi qu'au travers du calcul du coefficient de corrélation (Pearson) à la fois pour l'ensemble des patients et pour le groupe des volontaires asymptomatiques.

Pour chaque niveau, la position de chaque repère anatomique a été calculée par rapport à la ligne de gravité. La distribution de position relativement à la ligne de gravité pour chaque groupe est ensuite approchée et décrite par un modèle elliptique (**FIGURE 5.4**).

5.3 Résultats

5.3.1 Évaluation de la méthode

L'étude de reproductibilité concernant la position des CAM par rapport à la ligne de gravité a montré un intervalle de confiance à 95% de $2 \cdot S_R = 4,2$ mm pour l'offset

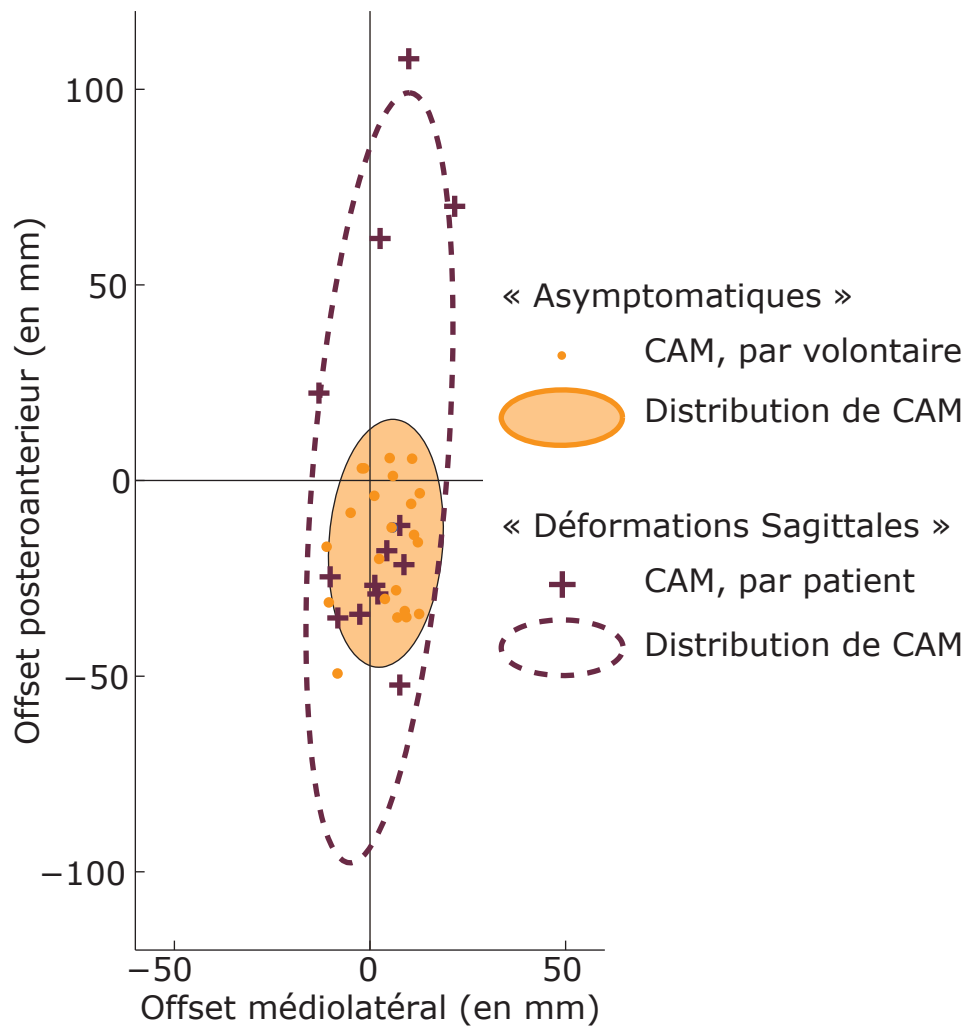


FIGURE 5.4 – La position du milieu des conduits auditifs (CAM) par rapport à la ligne de gravité est marquée pour chaque patient du groupe « Déformations Sagittales » et pour les volontaires du groupe « Asymptomatiques ». Un modèle elliptique facilite la visualisation de la distribution transversales de ce repère pour chacun des groupes.

postéro-antérieur, de $2 \cdot S_R = 3,5$ mm pour l'offset médio-latéral et de $2 \cdot S_R = 3,4$ mm pour la distance 3D.

5.3.2 Configuration géométrique du squelette référencé par rapport à la ligne de gravité

Analyse dans le plan frontal

Dans le plan frontal (**FIGURE 5.5**), la distance moyenne des CAM à GL est inférieure à 4 mm. L'écart type (SD) est inférieur à 10 mm pour les groupes « Asymptomatiques » et « Déformations Sagittales » et atteint 16 mm pour le groupe « Déformations 3D ». La déviation moyenne des vertèbres à GL reste inférieure à 5 mm (écart type > 10 mm) sauf dans le cas de L3 dans le groupe « Déformations 3D » (où L3 est en moyenne à 15 mm à droite de la ligne de gravité).

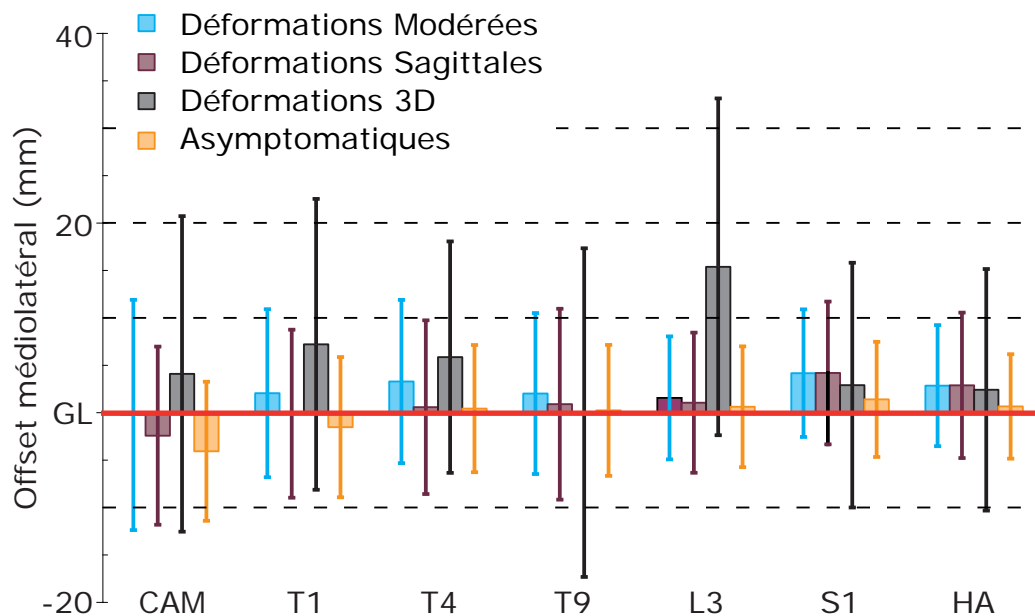


FIGURE 5.5 – Offset médiolatéral des repères à la ligne de gravité (GL). Les corridors représentent la moyenne et l'écart type pour chaque groupe. Les valeurs sont positives lorsque le repère est à gauche de GL.

Analyse dans le plan sagittal

Dans le plan sagittal (**FIGURE 5.6**), CAM est situé en moyenne 16 mm en arrière de la ligne de gravité avec un écart type de 16 mm tandis que pour les cas de « Déformations Sagittales » et « Déformations 3D », CAM est situé en moyenne en avant de GL. L'écart type est également plus important dans ces deux derniers groupes.

Concernant T1, la position moyenne chez les asymptomatiques est de 28 mm en arrière de la ligne de gravité contre 17 mm en arrière pour le groupe « Déformations 3D ». L'écart type reste inférieur à 20 mm quel que soit le niveau pour le groupe de

sujets asymptomatiques mais est supérieur à 30 mm pour le groupe « Déformations Sagittales ».

L3 et S1 sont devant la ligne de gravité chez les asymptomatiques et en moyenne en arrière pour chacun des trois groupes de patients.

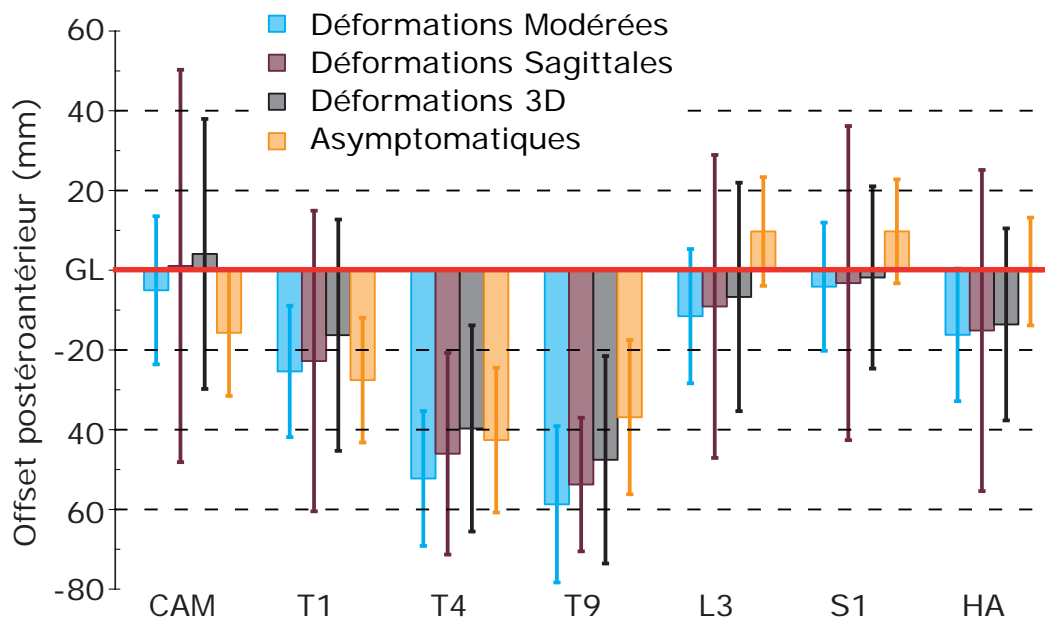


FIGURE 5.6 – Offset postéro-antérieur des repères à la ligne de gravité (GL). Les corridors représentent la moyenne et l'écart type pour chaque groupe. Les valeurs sont positives lorsque le repère est en avant de GL.

Sur la **FIGURE 5.7**, l'inclinaison CAM-HA est très corrélée avec la distance CAM-GL pour les patients ($r=0.92$) et moins pour les volontaires asymptomatiques ($r=0.58$).

Analyse dans le plan transversal

Dans le plan transversal (**FIGURE 5.8**), la distance moyenne du CAM à GL est de 20 mm (SD=13 mm) pour les volontaires du groupe « Asymptomatiques » et les patients du groupe « Déformations Modérées ». Cependant, la distance moyenne atteint 30 mm pour les patients avec une déformation rachidienne. Ces différences sont présentes mais moins contrastées au niveau de T1. La variabilité de la distance entre S1 et GL ne dépasse pas 15 mm pour tous les groupes excepté pour les patients avec une déformation sagittale. HA est situé en moyenne à 12 mm de GL pour les volontaires asymptomatiques et à plus de 20 mm pour les patients.

Sur la **FIGURE 5.9a**, les ellipses décrivant la distribution de position des CAM pour les groupes « Déformations Sagittales » et « Déformations 3D » ont une portion de surface importante en avant de la ligne de gravité. Au contraire, l'ellipse représentant la distribution de la position des CAM pour les volontaires asymptomatiques est essentiellement en arrière de GL.

Pour les patients, la position moyenne des CAM est centrée sur la ligne de gravité tandis qu'elle est postérieure chez les volontaires asymptomatiques. Toutefois, la distri-

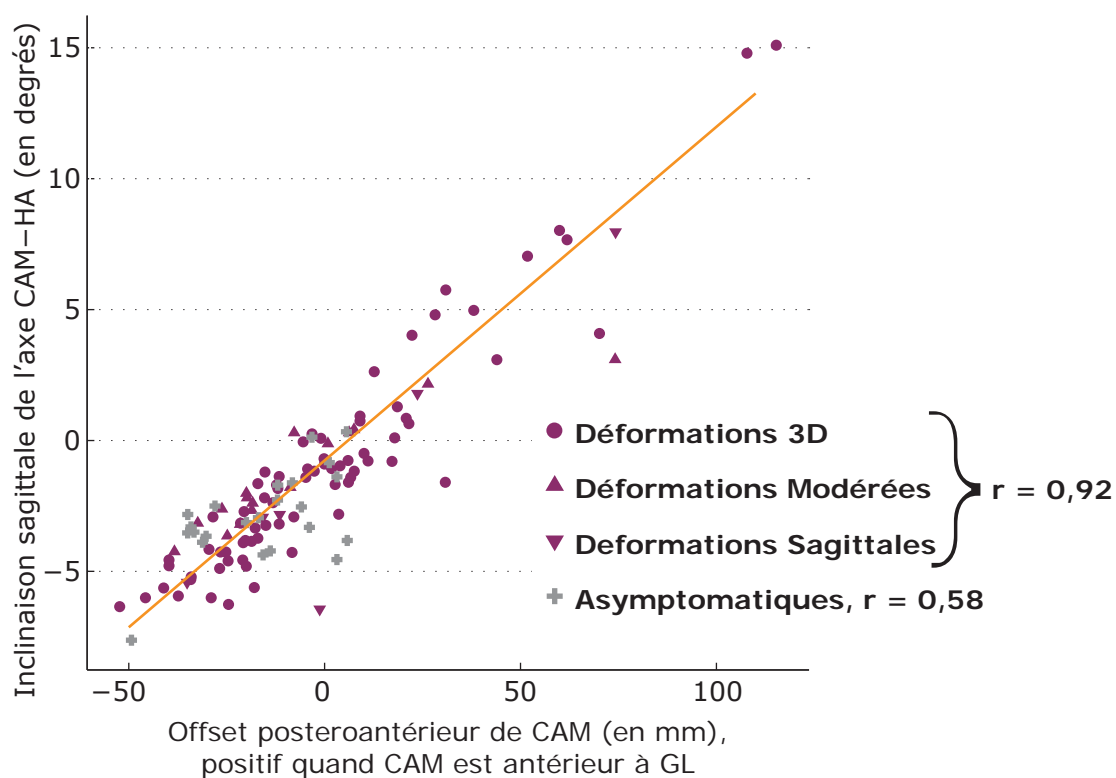


FIGURE 5.7 – Corrélation entre l'offset postero-antérieur du milieu des conduits auditifs (CAM) par rapport à la ligne de gravité (GL), et la *gîte* CAM-HA, définie par l'inclinaison de l'axe reliant CAM à HA.

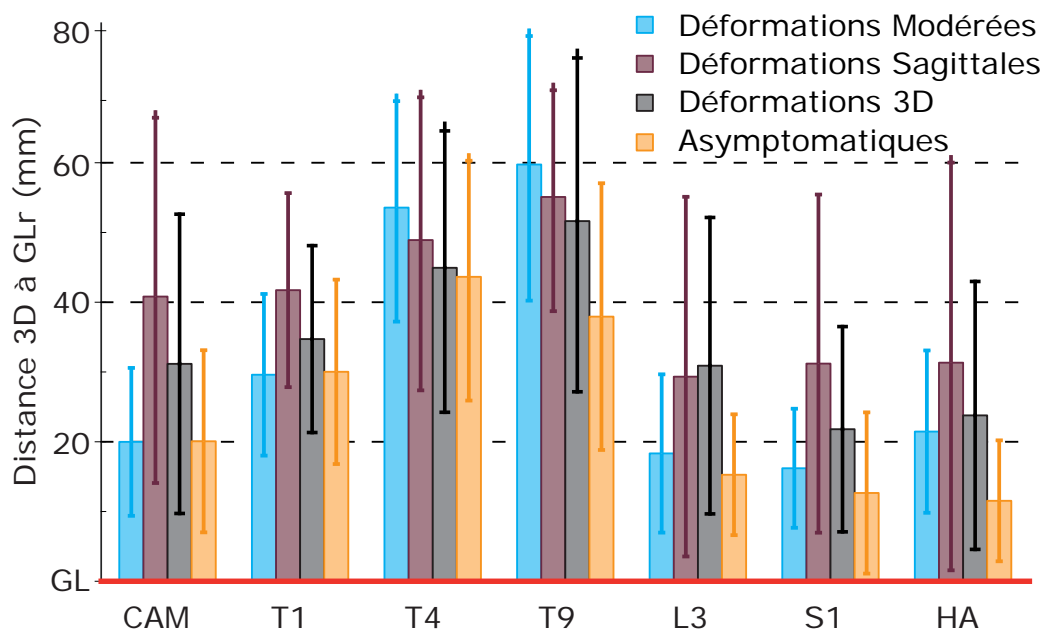


FIGURE 5.8 – Distance 3D des repères à la ligne de gravité (GL). Les corridors représentent la moyenne et l'écart type pour chaque groupe.

bution est plus éparse pour les patients avec une déformation 3D, sagittale ou même modérée si bien que les distributions se confondent peu.

La distribution de position de T1 (**FIGURE 5.9b**), permet de différencier les patients avec une déformation 3D ou sagittale. En revanche, le groupe des « Déformations Modérées » est peu différenciable du groupe « Asymptomatiques ».

Sur la **FIGURE 5.9e**, on observe que sur une majorité de sujets asymptomatiques L3 est en avant de GL alors que cette vertèbre est plutôt postérieure à GL chez les patients. Les ellipses se confondent également peu à ce niveau.

Chez les sujets asymptomatiques, HA est en moyenne centré sur la ligne de gravité et ne dévie que de ± 10 mm dans le plan frontal et ± 25 mm dans le plan sagittal mais pour un grand nombre de patients, HA est situé hors de cette zone (**FIGURE 5.9f**).

Au contraire, les distributions tendent à se confondre aux niveaux T4 et T9 (**FIGURE 5.9c** et **d**).

5.3.3 Comparaison du groupe « Asymptomatiques » avec la littérature

Trois publications proposent des valeurs de référence concernant la position des vertèbres et du bassin (ou des têtes fémorales), évaluée par rapport à la ligne de gravité sur des cohortes de volontaires asymptomatiques [Gangnet *et coll.*, 2003, Lafage *et coll.*, 2008, Schwab *et coll.*, 2006]. La **FIGURE 5.10** propose l'étude comparative des moyennes et écarts types publiés dans la littérature et calculés dans l'étude présentée. L'utilisation de reconstruction 3D dans Gangnet *et coll.* [2003] a permis de confronter également nos valeurs mesurées dans le plan coronal ainsi que de calculer et confronter les distances

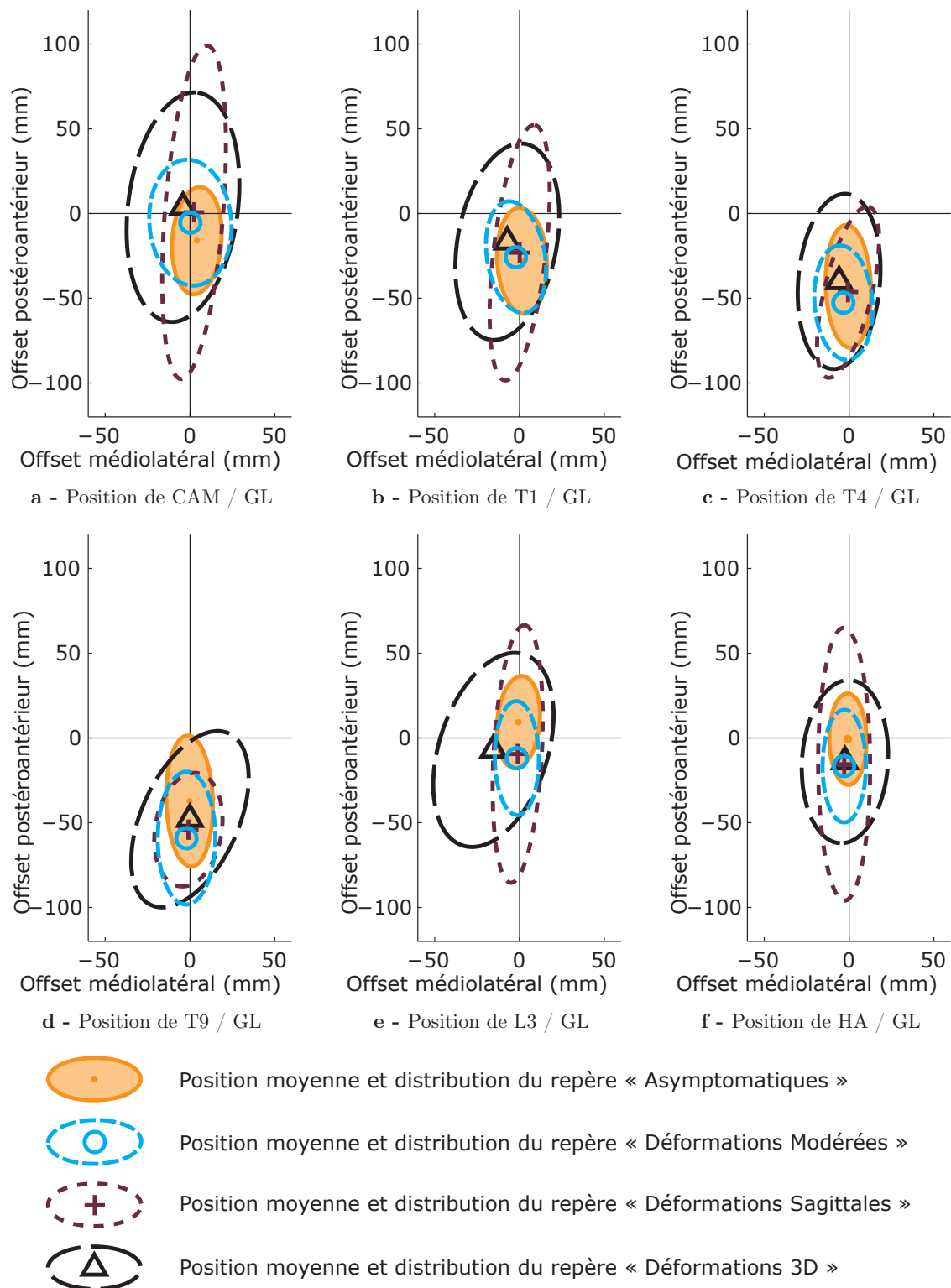


FIGURE 5.9 – Distribution dans le plan transverse des marqueurs anatomiques par rapport à la ligne de gravité. Les données mesurées sur chaque volontaire ou patient ont été regroupées en utilisant un modèle elliptique.

transversales à la ligne de gravité.

5.3.4 Corridor de normalité associés à la position de CAM par rapport à HA.

La **FIGURE 5.7** ayant montré une corrélation forte entre la distance CAM-GL et la gîte CAM-HA, les corridors de normalité associés à la position de CAM par rapport à HA et à la gîte CAM-HA ont été quantifiés grâce à la population de sujets asymptomatiques recrutée (**FIGURE 5.11**). En moyenne (\pm écart-type), la gîte CAM-HA mesure $-3^\circ (\pm 2^\circ)$ dans le plan sagittal et $0^\circ (\pm 1^\circ)$ dans le plan frontal. De même, l'offset CAM-HA mesure -36 mm (± 19 mm) dans le plan sagittal et 4 mm (± 10 mm) dans le plan frontal.

5.4 Discussion

5.4.1 Comparaison du groupe « Asymptomatiques » avec la littérature

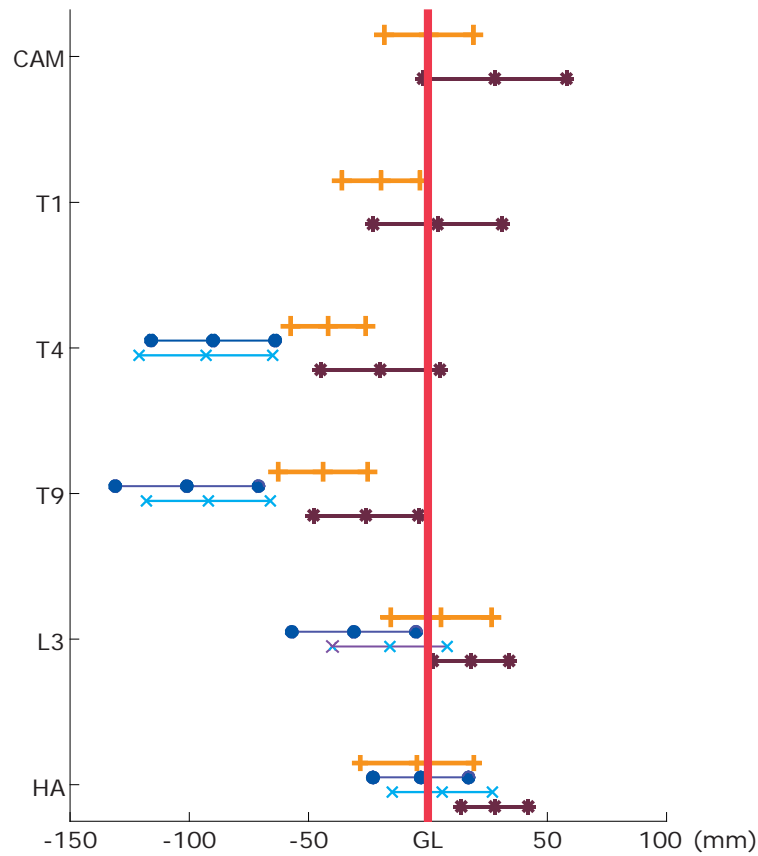
De précédentes analyses de la position des repères anatomiques par rapport à la ligne de gravité et qui ont adopté un protocole d'acquisition comparable à cette étude ont été analysées [Gangnet *et coll.*, 2003, Lafage *et coll.*, 2008, Schwab *et coll.*, 2006].

Dans le plan sagittal, les positions des repères HA à T9 observées dans cette étude sont cohérentes avec la publication de Gangnet *et coll.* [2003]. En revanche, T4, T1 et CAM sont plus postérieurs à la ligne de gravité dans le groupe « Asymptomatiques », ce qui peut être une conséquence du positionnement particulier utilisé dans cette dernière étude (le sujet s'agrippe à des poignées fixées au niveau des yeux).

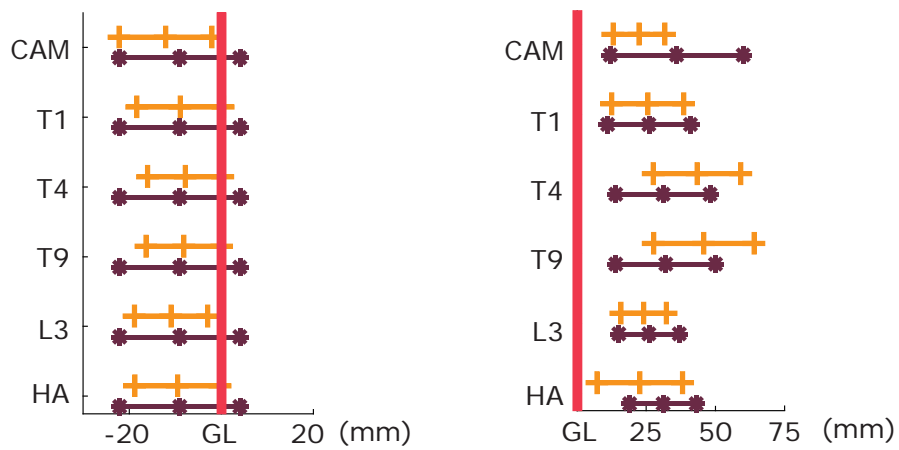
Dans le plan frontal, les corridors (moyenne \pm écart-type) calculés dans l'étude présentée sont inclus dans ceux déterminés par Gangnet *et coll.* [2003] mais la distance moyenne entre la ligne de gravité et la colonne vertébrale dans le plan coronal est inférieure dans le groupe « Asymptomatiques ».

Les études de Schwab *et coll.* [2006] et Lafage *et coll.* [2008] sont cohérentes entre elles et décrivent des configurations globalement plus postérieures que celles mesurées dans notre étude. En particulier, L3 est décrit en arrière de la ligne de gravité dans ces deux études alors que les mesures effectuées sur les cohortes asymptomatiques et pathologiques de l'étude présentée montrent L3 en avant de GL. La distance moyenne des vertèbres à la ligne de gravité dans le plan sagittal est également plus importante que dans l'étude présentée.

Ces différences peuvent s'expliquer par la spécificité des échantillons qui ne recouvriraient pas les mêmes populations (américaines et européennes). En effet, la cyphose thoracique moyenne est supérieure dans la population de Lafage *et coll.* [2008] que dans notre étude. Une autre raison, plus technique, peut expliquer une partie de la différence observée. Schwab *et coll.* [2006] et Lafage *et coll.* [2008] effectuent leurs mesures sur des clichés radiographiques standards sur lesquels est projetée la ligne de gravité. Or la divergence du rayon X lors de l'acquisition est connue pour perturber de telles mesures de distances. Au contraire, Gangnet *et coll.* [2003] et la présente étude utilisent un espace



a - Offset postéro-antérieur (plan sagittal)



b - Offset médio-latéral (plan coronal)

c - Distance 3D (plan transverse)

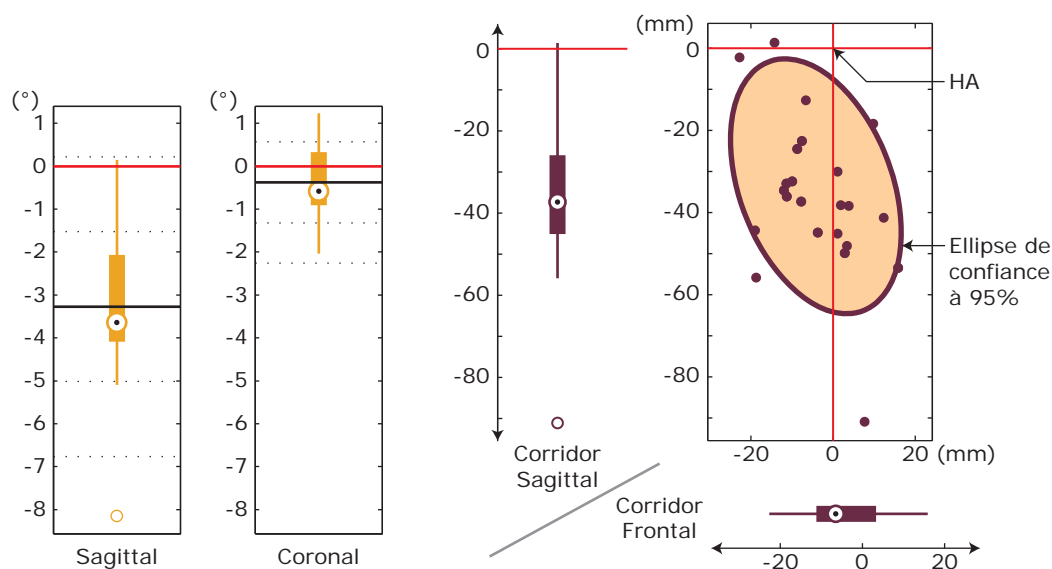
++++ « Asymptomatiques »

*** Gangnet et coll., 2003

xxx Schwab et coll., 2006

●●● Lafage et coll., 2008

FIGURE 5.10 – Corridors de normalité de la configuration du squelette par rapport à la ligne de gravité. Comparaison des valeurs des cohortes asymptomatiques publiées dans la littérature avec les valeurs déterminées dans cette étude



a - Distribution de la gîte CAM-HA.

b - Position de CAM par rapport à HA dans le plan transverse et corridors associés dans les plans transverse, frontal et sagittal.

FIGURE 5.11 – Corridors associés à la position relative de CAM par rapport à HA chez le sujet asymptomatique ($n = 23$).

tridimensionnel calibré [Mitton *et coll.*, 2002], ce qui garantit une mesure exacte des distances.

Ainsi, les corridors de normalités présentés semblent pertinents pour l'analyse tridimensionnelle de la posture de patients en *free standing position*. Leur utilisation sur des clichés radiographiques standardisés mais non-calibrés peut nécessiter de calculer un coefficient de correction adapté.

5.4.2 Intérêt des conduits auditifs pour l'analyse posturale

La pertinence clinique de l'évaluation des conduits auditifs et de L3 par rapport à la ligne de gravité peut être inférée de la **FIGURE 5.6** pour l'analyse sagittale et de la **FIGURE 5.8** et **FIGURE 5.9** pour l'analyse transverse. Selon la **FIGURE 5.6**, une position de CAM antérieure à GL ou bien une position où L3 est postérieure à GL est sub-normale. Ces deux cas doivent donc être considérés comme suspects. Paradoxalement, le groupe « Déformations Modérées » est le plus différent du groupe « Asymptomatiques » aux niveaux T4 et T9. Cependant, ce groupe est assez hétérogène et appelle une étude plus poussée.

Un lien entre équilibre postural et symptomatologie a été mis en valeur dans les études de Glassman *et coll.* [2005a,b], qui montrent que les personnes dont la verticale C7 tombe en avant du sacrum sont symptomatiques. Dans l'étude présentée, on ne trouve aucun volontaire asymptomatique mais plusieurs patients du groupe « Déformations Sagittales » dont la vertèbre T1 est située en avant de la ligne de gravité (GL).

Néanmoins, l'observation du CAM au lieu de T1 permet une distinction plus grande

entre les groupes de patients et le groupe « Asymptomatique » (**FIGURE 5.9a et b**). Si chez un patient, le centre des conduits auditifs se trouve à l'extérieur du corridor de normalité (matérialisé par une ellipse dans le plan transverse), on peut conclure à un déséquilibre postural.

5.4.3 Intérêt d'une analyse 3D de l'équilibre postural

Pour la compréhension des phénomènes

L'étude de la distribution transversale des éléments par rapport à la ligne de gravité aide à l'identification du trouble postural et à la compréhension des mécanismes de compensation mis en place. Chaque groupe présente des différences de distribution aux niveaux CAM et T1 et aux niveaux L3 et HA (respectivement **FIGURE 5.9a, b, e et f**). Au contraire, la distribution de T4 est similaire pour tous les groupes (**FIGURE 5.9c**) et la même remarque est valide pour le niveau T9 sauf dans le cas du groupe « Déformations 3D » (**FIGURE 5.9d**).

L'homogénéité des distributions aux niveaux centraux (T4 et T9) ainsi que les différences dans les niveaux distaux supérieurs (CAM et T1) et inférieurs (L3 et HA) pourraient s'expliquer par un phénomène de rotation du rachis autour d'un axe horizontal situé en région thoracique. Cette hypothèse a déjà été évoquée dans d'autres études [Lafage *et coll.*, 2008, Schwab *et coll.*, 2006] et trahirait un mécanisme de compensation commun à plusieurs pathologies rachidiennes. Le déplacement du point HA loin de la ligne de gravité peut être rapproché du phénomène de rétroversion du pelvis évoqué par Skalli *et coll.* [2006] et peut s'accompagner de compensations au moyen des membres inférieurs en jouant sur la configuration des articulations des hanches, des genoux et des chevilles pour conserver un bassin orienté vers l'avant et faciliter la marche.

Pour l'aide au diagnostic

L'intérêt d'une analyse posturale dans le plan transverse par rapport à une analyse projetée dans les plans sagittal et coronal est mis en lumière dans cette étude. L'analyse frontale (**FIGURE 5.5**) ne permet pas de soulever de différences entre les groupes mis à part « Déformations 3D ». Au contraire, l'analyse en plan transverse, qui combine des informations sagittales et coronales, délivre une information plus pertinente qu'une analyse sagittale pure. En particulier, la distribution de L3 des patients des groupes « Déformations 3D » et « Déformations Sagittales » est différente de celle des volontaires du groupe « Asymptomatiques » (**FIGURE 5.9e**). De même, l'analyse transverse propose une analyse plus fine des patients du groupe « Déformations 3D » au niveau de T9 puisque la distribution observée pour ce groupe est différente de la distribution du groupe des volontaires asymptotiques (**FIGURE 5.8**) alors que les projections frontales et sagittales ne permettent pas une telle distinction (**FIGURE 5.5 et FIGURE 5.6**).

Dans la cas où la mesure de la ligne de gravité à l'aide d'une plate-forme de force n'est pas disponible, l'utilisation de la *gîte CAM-HA* ou des corridors de normalité décrivant la position relative de CAM par rapport à HA dans le plan transverse peuvent concourir à l'analyse globale tridimensionnelle de l'équilibre postural.

5.5 Conclusion et perspectives

Cette étude propose une méthodologie pour l'évaluation de l'équilibre postural en trois dimensions. Le protocole a été utilisé en routine clinique et tire profit de l'utilisation conjointe des techniques de reconstruction 3D à partir d'images biplanes et de l'enregistrement de la ligne de gravité par une plate-forme de force.

L'intérêt de l'analyse est présenté sur une cohorte rétrospective de 93 patients et 23 volontaires asymptomatiques, notamment au travers de la visualisation de repères dans le plan transverse par rapport à la ligne de gravité.

Les positions des conduits auditifs et de L3 par rapport à la ligne de gravité semblent des paramètres complémentaires intéressants pour l'évaluation du trouble postural.

Si la mesure de la ligne de gravité à l'aide d'une plate forme de force n'est pas possible, l'inclinaison CAM-HA, qui est très corrélée à la distance CAM-GL, peut se révéler être un indicateur pertinent pour analyser ces aspects du trouble postural.

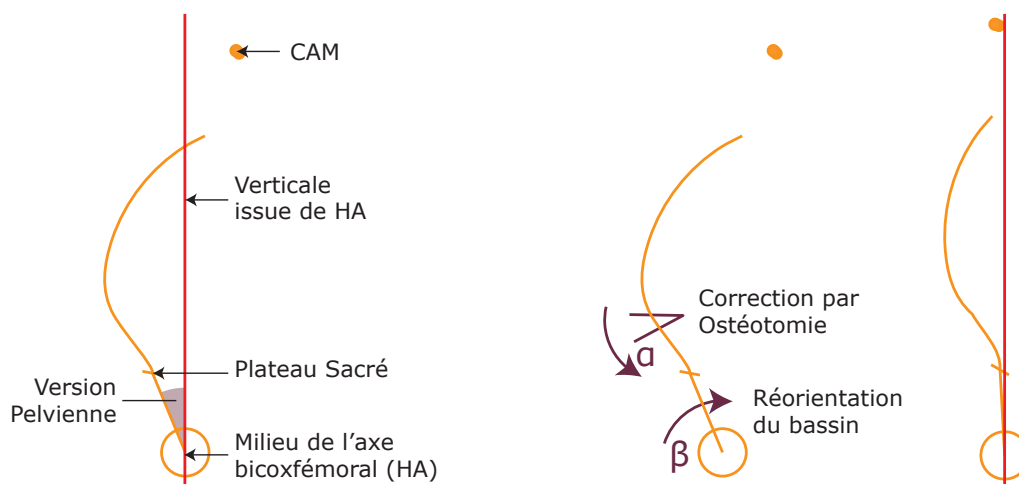
L'intégration de cette analyse tridimensionnelle dans les schémas globaux de traitements devrait permettre son utilisation quotidienne en orthopédie rachidienne. Les travaux à venir concerneront donc la mise au point d'outils d'assistance à la prise en charge thérapeutique à partir de ces nouvelles informations.

Deuxième partie

Planification d'ostéotomies vertébrales

Introduction

Pour traiter certains cas de déséquilibres posturaux sévères (**FIGURE 5.12a**), l'ostéotomie est indiquée dans le but de restaurer une configuration géométrique compatible avec une posture érigée économique. Lors d'une telle intervention, le chirurgien résèque une partie de la vertèbre pour modifier la courbure locale de la colonne vertébrale. Cependant, la modification de la courbure locale entraîne des compensations au niveau des autres segments. En particulier, l'orientation du bassin (version pelvienne) peut être amenée à évoluer, ce qui modifie l'inclinaison globale du sujet (**FIGURE 5.12b**). Dès lors, les gestes qui permettront la restauration d'une posture économique sont difficiles à déterminer.



a - Les déséquilibres posturaux sévères sont caractérisés par une inclinaison du tronc vers l'avant et une rétroversion pelvienne importante.

b - La correction doit restaurer l'alignement sagittal en tenant compte de la réorientation du bassin.

FIGURE 5.12 – Planification de la correction du déséquilibre postural.

Plusieurs auteurs ont proposé des méthodes pour planifier ces interventions [Aurouer *et coll.*, 2009, Lafage *et coll.*, 2011, Rose *et coll.*, 2009], mais ces méthodes ne prennent en compte ni le rachis cervical, ni la position de la tête. Or, on a remarqué dans la partie précédente (chapitre 5, page 83) que le centre des conduits auditifs (dont Vital et Senegas [1986] soulignent la proximité avec le centre de gravité de la tête) est situé à l'aplomb du centre bicoxfémoral chez l'asymptomatique, probablement en raison de sa masse importante (un huitième du poids du corps). De plus, aucune méthode n'est proposée pour planifier la correction des déséquilibres « mixtes », c'est à dire tridimensionnels.

La dernière partie de cette thèse a donc été dédiée au développement d'une méthode de planification tridimensionnelle des ostéotomies vertébrales prenant en compte la configuration squelettique des fémurs à la tête.

Dans un premier chapitre, une analyse biomécanique permet de mieux comprendre la réorientation du bassin suite à l'intervention. Cette analyse aboutit à la définition d'un modèle qui permet d'estimer la version pelvienne postopératoire en fonction de la configuration pelvi-rachidienne.

Dans le second chapitre, une méthode de planification des ostéotomies vertébrales basée sur ce modèle est présentée. Cette méthode est ensuite évaluée prospectivement en comparant le résultat estimé lors de la planification au résultat postopératoire réel obtenu par le chirurgien.

6 Analyse de l'équilibre postural avant et après ostéotomie

6.1 Introduction

La planification des ostéotomies vertébrales consiste à définir l'amplitude et le lieu de la correction afin de restituer une posture équilibrée au patient. Cependant, la modification de la géométrie locale risque de modifier la stratégie posturale du patient. La compréhension des phénomènes en jeu pourrait permettre de prédire l'impact de ces modifications sur la posture globale et d'améliorer la planification de telles interventions.

A partir des corrélations entre paramètres posturaux explicités dans la littérature et des corridors de normalité mis en lumière dans la partie précédente, l'objectif de ce chapitre est d'analyser la posture de patients avant et après ostéotomies vertébrales pour mieux comprendre la régulation posturale effectuée par le bassin et proposer un modèle pertinent pour estimer la version pelvienne en réponse à une configuration pelvi-rachidienne donnée.

6.2 Matériel et méthodes

6.2.1 Patients

25 patients opérés par ostéotomies ont été rétrospectivement inclus dans cette étude.

Le critère d'inclusion principal est d'avoir bénéficié d'un bilan préopératoire ainsi que d'au moins un suivi postopératoire à l'aide de l'appareil EOS™. Lorsque le patient avait eu plusieurs examens postopératoires éligibles, seul le premier contrôle postopératoire ainsi que le dernier recul disponible ont été considérés. Les contrôles postopératoires immédiats effectués plus de 6 mois après le bilan préopératoire n'ont pas été considérés. De même, les suivis postopératoires à moyen terme dont le recul était inférieur à 12 mois ont également été exclus.

Au total, l'analyse a été effectuée sur 25 bilans préopératoires, 24 contrôles postopératoires (entre 1 semaine et 6 mois, moyenne : 2 mois) et 15 examens de suivi à moyen terme (entre 12 et 36 mois, moyenne : 20 mois).

6.2.2 Modèles 3D personnalisés et paramètres calculés

Tous les examens ont fait l'objet d'une modélisation personnalisée tridimensionnelle du rachis thoracique et lombaire (de T1 à L5, en suivant méthode d'Humbert

et coll. [2009]) et du bassin (méthode de Baudoin *et coll.* [2007]) à partir des radiographies biplanes. Les conduits auditifs ont ensuite été modélisés à l'aide de points stéréo-correspondants afin de calculer le centre de gravité de la tête (CAM) [Vital et Senegas, 1986].

Pour chaque examen, les courbures rachidiennes maximales, l'incidence pelvienne (IP) et la version pelvienne (VP) sont ainsi calculées à partir du modèle tridimensionnel personnalisé. En particulier, les courbures maximales sont calculées relativement à la vertèbre transitionnelle définie manuellement à l'inflexion de la courbure sagittale (**FIGURE 6.1**).

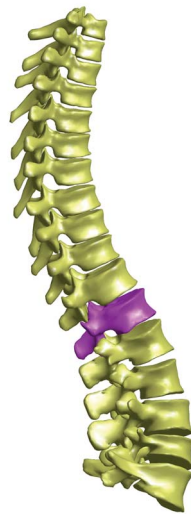


FIGURE 6.1 – Sélection de la vertèbre transitionnelle, siège de l'inversion de courbure thoraco-lombaire dans le plan sagittal patient

La définition des repères locaux nécessaires au calcul de ces paramètres cliniques à partir du modèle 3D est détaillée en annexe A, page III.

6.2.3 Modélisation du mécanisme d'orientation du bassin

Six équations publiées dans la littérature lient notamment la version pelvienne à d'autres paramètres dont la valeur postopératoire après ostéotomie peut-être estimée avant l'intervention.

Équation	Référence
1. $VP = 12$	[Jacotot, 1999]
2. $PS = 7,3 + 0,69 \cdot IP$	
3. $LL_{max/S1} = -16 - 1,06 \cdot PS$	
4. $VP = -7 + 0,37 \cdot IP$	[Vialle <i>et coll.</i> , 2005]
5. $LL_{max/S1} = -2,72 - 1,1 \cdot IP + 1,1 \cdot VP - 0,31 \cdot CT_{T4/max}$	
6. $VP = 1,14 + 0,71 \cdot IP - 0,52 \cdot LL_{max/S1} - 0,19 \cdot CT_{T4/max}$	[Lafage <i>et coll.</i> , 2011]

où les paramètres pelviens sont désignés par VP la version pelvienne, PS la pente sacrée et IP l'incidence pelvienne. De même, $LL_{max/S1}$ et $CT_{T4/max}$ désignent respectivement la lordose lombaire maximale et la cyphose thoracique maximale.

À partir de ces régressions multilinéaires, plusieurs modèles statistiques peuvent être définis pour estimer la version pelvienne.

En effet, du fait de la définition de l'incidence pelvienne, la version pelvienne et la pente sacrée, on a géométriquement l'égalité $IP = VP + PS$. Ainsi, on peut remplacer la pente sacrée par la différence entre l'incidence pelvienne et la version pelvienne dans la deuxième équation et homogénéiser le paramètre prédit. Ce faisant, la deuxième et quatrième équations deviennent redondantes. Toutes les équations prédisent alors la version pelvienne (VP). Les formules ont également été modifiées pour respecter la convention de signe utilisée par Vialle *et coll.* [2005] qui définit les cyphoses positives et les lordoses négatives. Les angles sont exprimés en degrés ($^{\circ}$). Les modèles retenus pour la suite de l'étude sont alors les suivants :

$$\text{Modèle A : } VP = 12 \quad (6.1)$$

$$\text{Modèle B : } VP = -7 + 0,37 \cdot IP \quad (6.2)$$

$$\text{Modèle C : } VP = 15,1 + 1,00 \cdot IP + 0,94 \cdot LL_{max/S1} \quad (6.3)$$

$$\text{Modèle D : } VP = 2,47 + 1,00 \cdot IP + 0,91 \cdot LL_{max/S1} + 0,28 \cdot CT_{T4/max} \quad (6.4)$$

$$\text{Modèle E : } VP = 1,14 + 0,71 \cdot IP + 0,52 \cdot LL_{max/S1} + 0,19 \cdot CT_{T4/max} \quad (6.5)$$

La différence entre les deux modèles « D » et « E » qui emploient les mêmes paramètres peut tenir au fait qu'ils n'aient pas été estimés à partir de la même population. Le premier (modèle « D »), établi par Vialle *et coll.* [2005] a été estimé à partir d'une population de 300 volontaires asymptomatiques, âgés en moyenne de 35 ans [20 ans - 70 ans]. Le second (modèle « E »), établi par Lafage *et coll.* [2011] a été estimé sur une population de 179 adultes traités pour une déformation rachidienne et âgés en moyenne de 52 ans (± 22 ans).

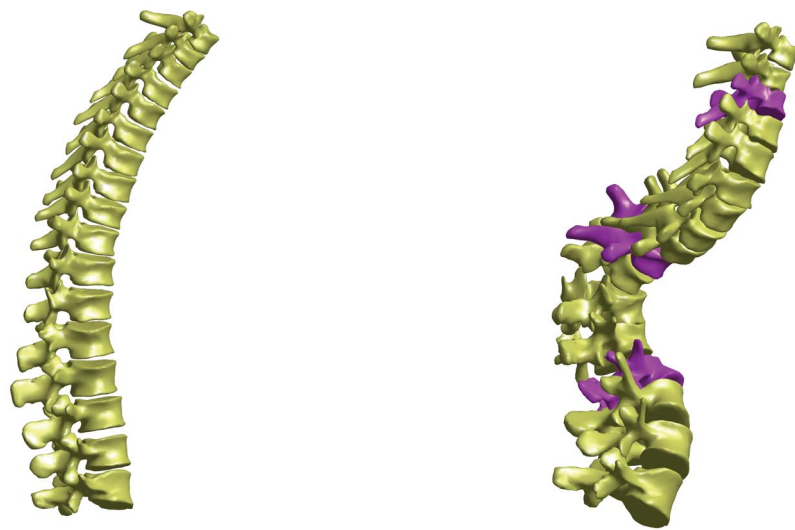
Évaluation des modèles

La précision de chaque formule a été évaluée en calculant la différence entre la valeur de la version pelvienne prédite par le modèle et la valeur de référence mesurée sur chaque reconstruction. On a ensuite caractérisé la moyenne ainsi que l'écart type des erreurs pour l'ensemble des patients inclus, sur l'ensemble des examens (préopératoire, postopératoire immédiat, suivi à moyen terme). La différence entre valeur estimée et valeur mesurée a également été décrite par les diagrammes de Tukey [1977] associés, pour chaque formule utilisée.

Pour 15 examens préopératoires (sur 25), 1 examen postopératoire (sur 24) et 1 suivi à moyen terme (sur 15), il n'a pas été possible de mesurer les courbures maximales à partir du modèle personnalisé. En effet, la **FIGURE 6.2** montre qu'il n'est pas toujours possible d'identifier la vertèbre transitionnelle nécessaire pour ce calcul. Dès lors, ces examens n'ont pu être utilisés pour évaluer les modèles « C », « D » et « E », et seuls les modèles « A » et « B » ont été considérés pour ces configurations spécifiques.

6.2.4 Analyse de la position de la tête

Pour mieux comprendre le déséquilibre postural préopératoire et le rééquilibrage postopératoire, la position de la tête (CAM) par rapport au centre bicoxofémoral (HA)



a - Dans 14 cas (préopératoires), le patient ne présente pas de vertèbre transitionnelle.

b - Dans 3 cas (1 préopératoire, 1 postopératoire et 1 suivi à moyen terme), le patient présente de multiples vertèbres transitionnelles.

FIGURE 6.2 – Sélection des vertèbres transitionnelles, sièges des inversions de courbure dans le plan sagittal patient

a été évaluée sur les examens. Sur 4 examens préopératoires et 2 examens postopératoires, la position de CAM n'a pu être modélisée car le repère était invisible sur les radiographies. La position de la tête est donc quantifiée sur une population de 21 examens préopératoires, 22 examens postopératoire et 15 suivis à moyen terme.

Correction des modèles statistiques

Nous avons proposé une correction des cinq modèles statistiques afin de prendre en compte la position de la tête. Dans un premier temps, une rotation autour de l'axe bicoxo-fémoral est appliquée à l'ensemble des modèles tridimensionnels personnalisés pour faire correspondre leur version pelvienne à la valeur prédite par chaque formule statistique. Puis, la position de CAM est évaluée par rapport au milieu de l'axe bicoxo-fémoral (HA). Dans le cas où CAM sort du corridor de normalité ($[-5^\circ, 0^\circ]$ chez l'asymptomatique), le modèle subit la rotation adéquate autour de l'axe bicoxo-fémoral pour ramener la gîte CAM-HA à sa valeur physiologique, c'est à dire -3° . La version pelvienne du modèle corrigé est alors mesurée et comparée à la valeur mesurée sur le modèle original.

6.3 Résultats

6.3.1 Évaluation des modèles statistiques

La **FIGURE 6.3** illustre la capacité de chaque modèle à décrire la version pelvienne à chaque étape du suivi (préopératoire, postopératoire ou suivi à moyen terme).

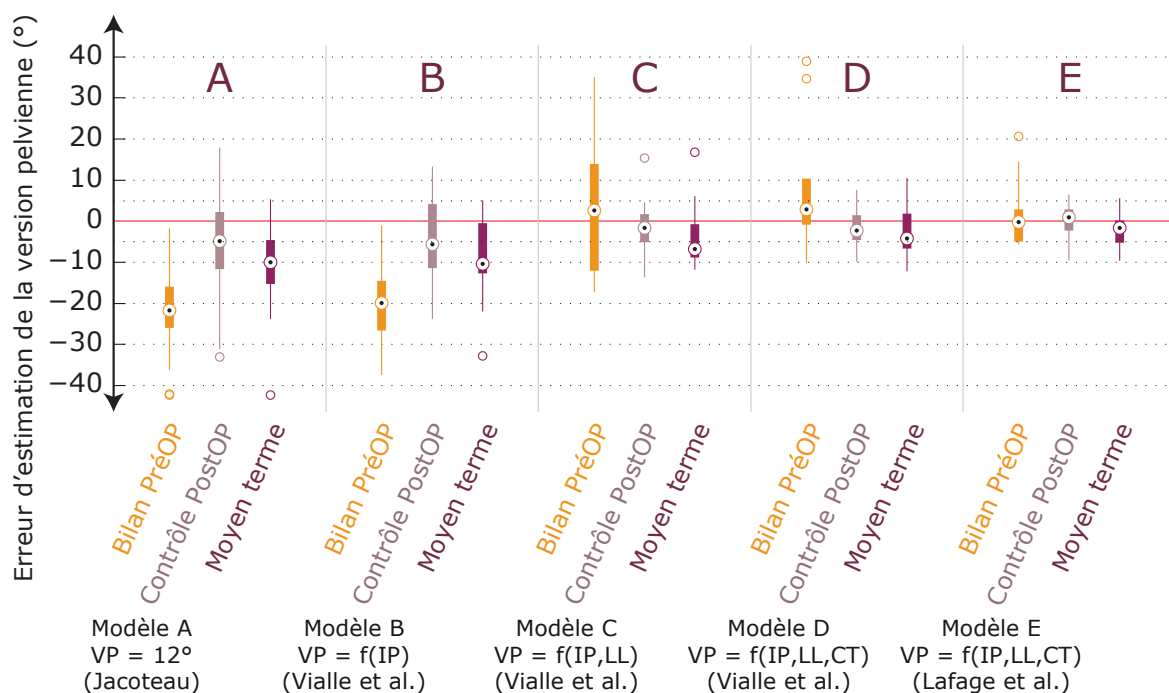


FIGURE 6.3 – Comparaison entre la version pelvienne mesurée sur les examens en préopératoire, postopératoire et à moyen terme et la valeur prédite par les cinq modèles statistiques.

Les modèles « A », et « B » ne prennent pas en compte les courbures rachidiennes et sous-estiment globalement la version pelvienne. En préopératoire, l'erreur moyenne (\pm écart type) de ces modèles est respectivement de $-22^\circ (\pm 11^\circ)$ et $-20^\circ (\pm 10^\circ)$. En considérant les 24 examens postopératoire et les 15 examens à moyen terme, l'erreur moyenne (\pm écart type) tombe respectivement à $-8^\circ (\pm 12^\circ)$ et $-6^\circ (\pm 10^\circ)$.

Les modèles « C », « D » et « E » prennent en compte au moins la lordose lombaire et montrent une erreur systématique inférieure à 10° . En préopératoire, l'erreur moyenne d'estimation est ainsi de $5^\circ (\pm 18^\circ)$ pour le modèle « C », $8,8^\circ (\pm 16^\circ)$ pour le modèle « D » et $2,1^\circ (\pm 9^\circ)$ pour le modèle « E ». En considérant les 23 examens postopératoires et 14 examens à moyen terme pouvant être modélisés, l'erreur moyenne est respectivement de $-2,6^\circ (\pm 7^\circ)$, de $-2^\circ (\pm 5^\circ)$ et de $-0,6^\circ (\pm 5^\circ)$.

Cas remarquables. La **FIGURE 6.3** met en lumière quelques cas particulièrement difficiles à estimer avec ces modèles statistiques. Ainsi, la **FIGURE 6.4** montre les représentations posturales simplifiées des examens mal représentés par les modèles « A » et « B ». Alors que le modèle « A » montre quatre valeurs aberrantes, l'analyse du modèle « B » ne montre qu'un seul cas aberrant (suivi à moyen terme). Sur ces quatre cas, le bassin est très rétroversé, bien que la patiente de droite ait une grande incidence. D'ailleurs, les deux examens préopératoires ne sont pas non plus traités par les modèles « C », « D » et « E » en raison de leur schéma de courbure rachidienne.

De même, le modèle « C » surestime la version pelvienne de plus de 15° pour une

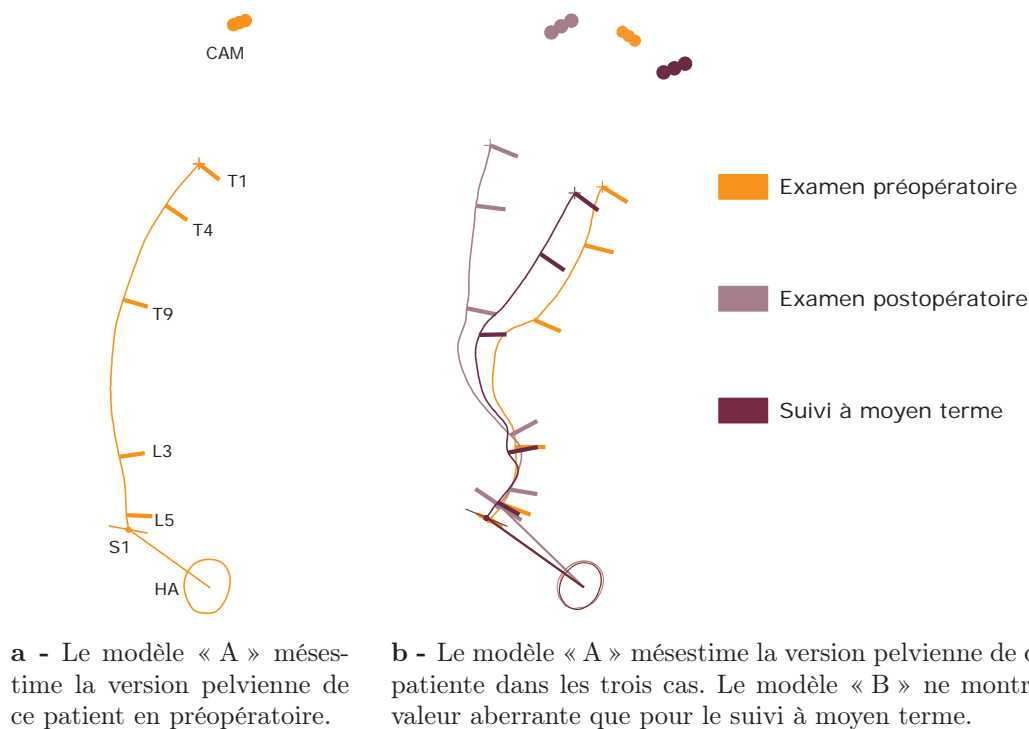


FIGURE 6.4 – Représentations posturales simplifiées des patients dont les modèles « A » et « B » ne parviennent pas à modéliser la stratégie posturale.

patiente en postopératoire et à moyen terme (**FIGURE 6.5a**). Chez cette patiente, les courbures lombaires sont très effacées et le bassin rétroversé.

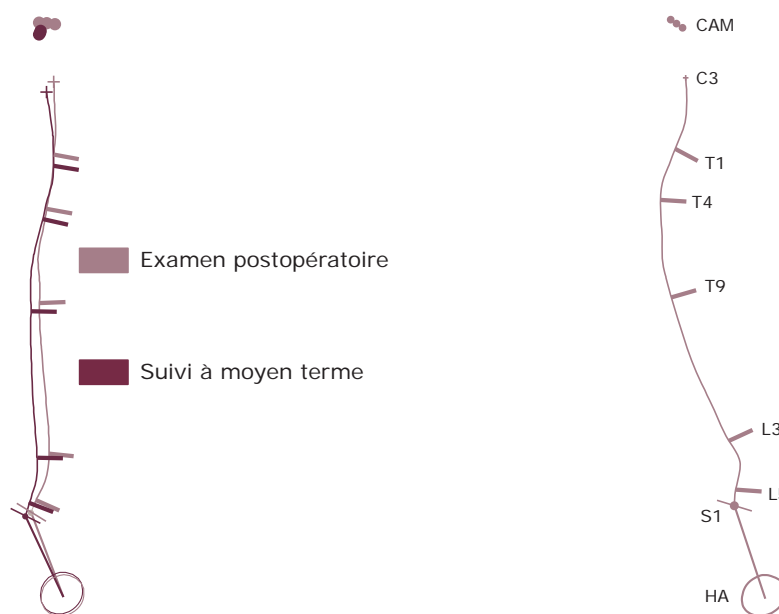
Enfin, les modèles « D » et « E » estiment de façon cohérente la version pelvienne en postopératoire mais deux cas préopératoires (illustrés **FIGURE 6.6**) montrent une erreur d'estimation de plus de 10° . Ces deux patientes présentent un déséquilibre complet et doivent s'aider de support extérieurs pour tenir debout (ici la paroi de la cabine EOSTM).

6.3.2 Position de CAM par rapport à HA.

La **FIGURE 6.7** montre les corridors associés aux populations préopératoire, postopératoire et à moyen terme. En préopératoire, la position de CAM par rapport à HA est en dehors du corridor de normalité dans 16 cas sur 21 (76%). Par contre, pour 18 des 37 examens opérés (postopératoire ou moyen terme), la position de CAM par rapport à HA est à l'intérieur du corridor de normalité et seuls 12 cas ont CAM en avant de HA et 7 cas ont CAM en arrière de HA.

À moyen terme, quatre patients qui étaient dans le corridor de normalité en postopératoire montrent une reprise de l'inclinaison vers l'avant.

Dans le plan coronal, seuls 48% des patients ont CAM à l'intérieur du corridor de normalité en préopératoire alors que ce chiffre atteint 77% en postopératoire pour retomber à 60% à moyen terme.



a - La version pelvienne est sous-évaluée par le modèle « C » sur l'examen postopératoire et le suivi à moyen terme de cette patiente.

b - La version pelvienne est sur-évaluée par le modèle « C corrigé » sur l'examen postopératoire cette autre patiente.

FIGURE 6.5 – Représentations posturales simplifiées des cas limites des modèles « C » et « C corrigé ».

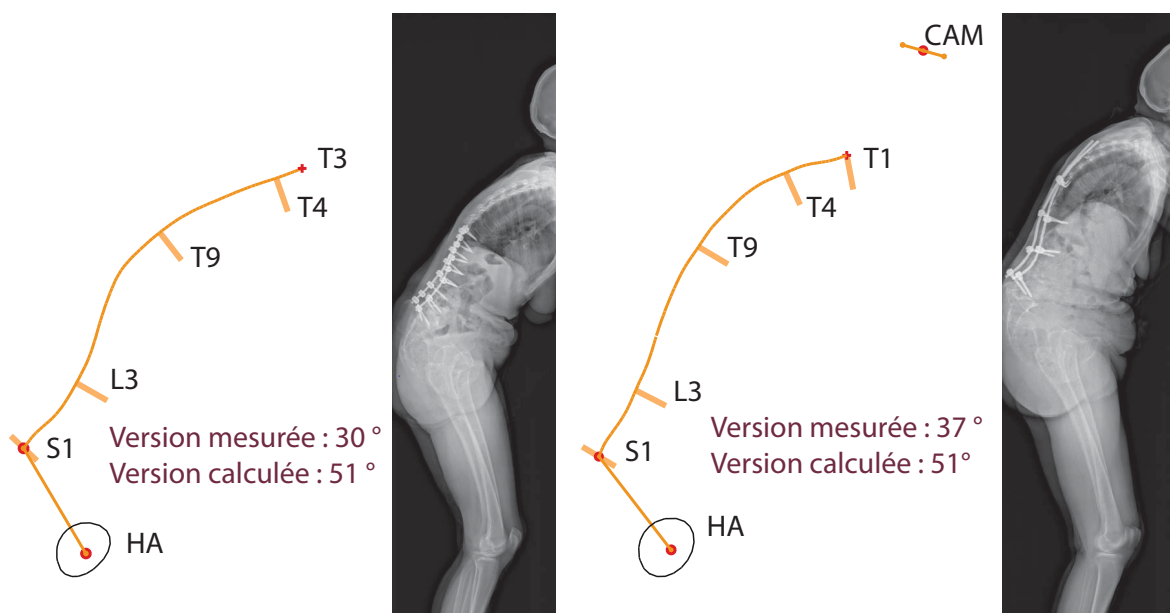
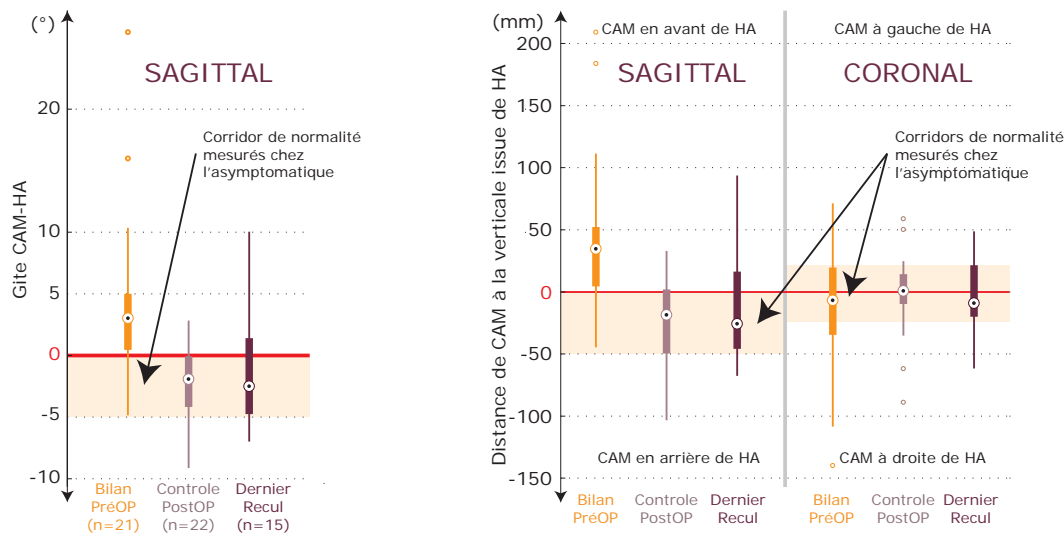


FIGURE 6.6 – Représentations posturales simplifiées et radiographies sagittales avant reprise chirurgicale des patients dont les modèles « D » et « E » ne parviennent pas à modéliser la stratégie posturale.



a - Gîte sagittale CAM-HA.

b - Décalage de CAM par rapport à l'aplomb de HA.

FIGURE 6.7 – Position relative de la tête (CAM) par rapport aux têtes fémorales (HA), en préopératoire, postopératoire et à moyen terme.

Correction biomécanique des modèles statistiques

La **FIGURE 6.8** montre l'amélioration apportée aux modèles statistiques lorsque l'on modifie la version pelvienne pour satisfaire à la condition « $-5^\circ < \text{gîte CAM-HA} < 0^\circ$ ». Tous les modèles statistiques gagnent en précision grâce à la correction biomécanique. En particulier, les modèles « A corrigé » et « B corrigé » proposent des performances équivalentes. L'erreur moyenne (écart type) de ces modèles est respectivement de $1,1^\circ (3,9^\circ)$ et $0,9^\circ (4^\circ)$. Au contraire, les modèles C, D et E corrigés sont à même de prédire la version pelvienne d'un sujet opéré à 5° près dans respectivement 30, 31 et 29 cas sur 34 soit 90% des cas au total. L'erreur moyenne de ces modèles est de $0,7^\circ (3,1^\circ)$ pour le modèle « C corrigé » et respectivement de $0,5^\circ (3,1^\circ)$ et $0,8^\circ (3,1^\circ)$ pour les modèles D et E corrigés.

Cas remarquables. Pour un seul cas (préopératoire) déjà évoqué précédemment (**FIGURE 6.6**, à droite), l'erreur des modèles corrigés atteint presque 30° . De même, deux cas opérés sont moins bien estimés. D'une part le modèle « B corrigé » conduit à une erreur de 13° sur le suivi à moyen terme de la patiente de la **FIGURE 6.4b**. La correction biomécanique améliore le résultat puisque l'erreur avant correction était de 33° mais elle reste bien supérieure aux erreurs constatées sur les autres examens. D'autre part, le modèle « C corrigé » conduit à une erreur supérieure à 5° sur un seul cas en postopératoire (**FIGURE 6.5b**). La représentation posturale montre une gîte CAM-HA de $5,8^\circ$ vers l'arrière et une lordose lombaire peu étendue puisque la cyphose thoracique s'étend de T1 à L3.

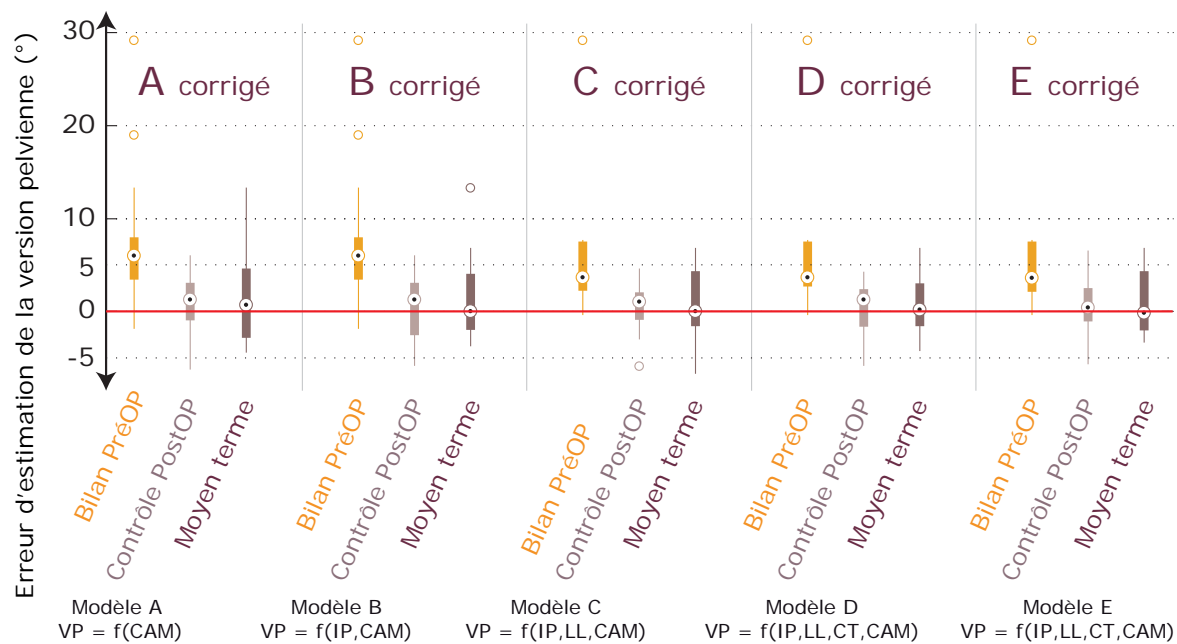


FIGURE 6.8 – Comparaison entre la version pelvienne mesurée sur les examen et la valeur prédite par les cinq modèles statistiques **corrigés** en observant la position de CAM par rapport à HA.

6.4 Discussion

L'objectif de ce chapitre est d'analyser la posture de patients avant et après ostéotomies vertébrales pour mieux comprendre la régulation posturale effectuée par le bassin et proposer un modèle pertinent pour estimer la version pelvienne en réponse à une configuration pelvi-rachidienne donnée.

6.4.1 Limites des modèles proposés dans le cadre de la prédiction de la posture après ostéotomie

Courbures rachidiennes postopératoires

Bien que l'observation de la position relative de CAM par rapport à HA semble améliorer l'estimation de la version pelvienne, son utilisation dépend d'un grand nombre de paramètres. En effet, la position de la tête par rapport au bassin dépend de la configuration de l'ensemble de la colonne vertébrale. Dans le cadre de la planification des ostéotomies, cette configuration devra être estimée à partir de la configuration préopératoire et des gestes chirurgicaux prévus. En particulier, la méconnaissance de la cyphose thoracique postopératoire peut constituer une source d'erreur. En effet, Bridwell *et coll.* [2003] décrivent une différence moyenne de la cyphose thoracique d'environ 8° entre le préopératoire et le postopératoire. De son côté, Jang *et coll.* [2009] observent une différence de cyphose thoracique significative après ostéotomie lombaire de 17° en moyenne. Sur la série de patients observés dans cette étude, la **FIGURE 6.9** montre une différence

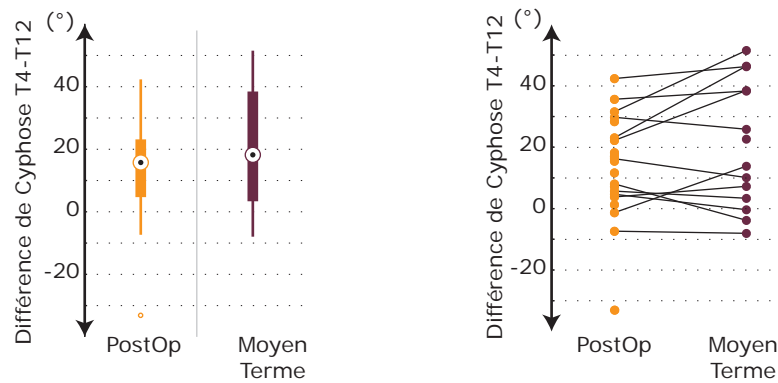


FIGURE 6.9 – Analyse de la reprise de cyphose thoracique suite à une modification chirurgicale de la courbure lombaire. Chaque trait lie la différence observée en postopératoire à celle observée à moyen terme pour un même patient.

de cyphose thoracique entre le préopératoire et le postopératoire immédiat d'environ $13^\circ (\pm 16^\circ)$ et qui atteint $21^\circ (\pm 20^\circ)$ entre le préopératoire et le suivi à moyen terme. A moyen terme, la différence avec le préopératoire est plus disparate, et l'évolution est diverse entre les individus. La difficulté d'estimer correctement la cyphose thoracique postopératoire à partir des données préopératoire compromet l'utilisation des modèles « D » et « E » pour lesquelles la cyphose postopératoire doit être connue. En revanche, les modèles « A », « B » et « C » ne sont basés que sur des paramètres dont la valeur postopératoire est connue ou estimable à partir de l'examen préopératoire et des gestes prévus. Ces derniers modèles semblent dès lors plus adaptés à la planification des ostéotomies vertébrales.

Impact du membre inférieur

Une autre limite de ces modèles d'estimation de la version pelvienne est liée au fait qu'ils ne concernent que la partie de squelette supérieure aux têtes fémorales, c'est à dire le tronc et la tête. En effet, une posture qui implique une malposition des membres inférieurs (typiquement, une flexion des genoux) pour garder une gîte CAM-HA correcte risque de ne pas être supportée à long terme.

6.4.2 Analyse de l'équilibre préopératoire

En préopératoire, les patients analysés sont caractérisés par de grands déséquilibres posturaux. Le fait que les modèles de prédiction soient beaucoup moins précis en préopératoire qu'en postopératoire montre que la posture de ces patients n'obéit pas aux mêmes règles que celle des sujets sains. D'autre part, la prise en compte de la position de CAM par rapport à HA sur les modèles corrigés limite l'écart entre la version pelvienne théorique et la version pelvienne mesurée, ce qui souligne l'importance du critère « tête au dessus du bassin », même chez les sujet atteints de déséquilibres posturaux.

6.4.3 Analyse de l'équilibre des patients opérés

L'erreur moyenne de tous les modèles ainsi que la dispersion de l'erreur est moindre sur les cas de patients opérés qu'en préopératoire. Ce premier résultat souligne donc l'aptitude de tous ces modèles à analyser la compensation pelvienne en postopératoire. En particulier, la dispersion des erreurs, plus réduite sur modèle « B » que sur le modèle « A » montre que si le déséquilibre n'est pas trop important, le rôle de la morphologie du bassin sur son orientation évoqué par Duval-Beaupère [1992] reprend de l'importance. De même, la prise en compte de la lordose lombaire permet de réduire l'erreur moyenne globale des modèles. Au contraire, la prise en compte de la cyphose thoracique n'améliore que modérément la précision des modèles statistiques.

Intérêt de la correction biomécanique en postopératoire et à moyen terme

L'analyse de la position de la tête par rapport aux têtes fémorales montre que les patients opérés, en particulier en postopératoire immédiat parviennent à orienter leur bassin de telle sorte que la gîte CAM-HA reste à l'intérieur du corridor de normalité. Dès lors, il semble pertinent de prendre en compte cette observation afin de pouvoir estimer plus précisément l'orientation postopératoire du complexe pelvi-rachidien.

En postopératoire, la correction biomécanique améliore drastiquement la précision des modèles statistiques. Le fait qu'à part quelques cas particuliers, les erreurs de tous les modèles corrigés soient comprises entre -5° et 10° souligne l'apport de cette correction. De même, l'erreur moyenne de tous les modèles est comparable à l'incertitude de mesure des méthodes utilisées pour quantifier la version pelvienne.

En particulier, le modèle « C corrigé » permet d'estimer à 5° près la version pelvienne postopératoire sauf dans le cas particulier illustré présenté sur la **FIGURE 6.5b**.

6.4.4 Hypothèse de régulation pelvienne

L'amélioration de tous les modèles par la prise en compte de la gîte CAM-HA, d'une part en terme d'erreur moyenne mais surtout en terme de dispersion confirme la prépondérance de ce critère déjà observée en préopératoire. En particulier, l'amélioration du modèle « B » grâce à l'observation de la position de la tête étaye en effet l'hypothèse que le maintien de la tête au dessus du bassin est un facteur clé du contrôle de la version pelvienne. En second lieu, le lien entre incidence pelvienne et version pelvienne est confirmé. Enfin, l'erreur systématique réduite des modèles non corrigés prenant en compte la lordose lombaire en plus de l'incidence pelvienne mettent en relief l'impact de la corrélation entre la lordose lombaire et pente sacrée mise en lumière par Stagnara *et coll.* [1982]. Cet effet se confirme en moindre mesure sur les modèles corrigés, en particulier en préopératoire. Au contraire, la cyphose thoracique dont la prise en compte n'améliore que faiblement les modèles non corrigés chez les patients opérés, n'a que peu d'effet sur la version pelvienne une fois la gîte CAM-HA, l'incidence et la lordose lombaire considérées.

Ainsi la régulation de la version pelvienne dépend de :

1. la gîte CAM-HA,
2. l'incidence pelvienne,
3. la lordose lombaire,

6.4.5 Application à la planification des ostéotomies

Lors de la planification des ostéotomies vertébrales, l'opérateur doit déterminer la correction à apporter en tenant compte des phénomènes de compensation, notamment du bassin. L'exploitation du modèle « B » : $VP = f(IP)$ présente l'avantage de fournir une valeur de version pelvienne cohérente avec la morphologie du bassin. À partir de cette base, il devient possible de calculer la correction de lordose lombaire qui permettrait au patient de placer sa tête à l'aplomb des têtes fémorales. Le modèle « C corrigé » : $VP = f(IP, LL, CAM-HA)$ peut ensuite estimer la réorientation du bassin en réponse à la correction déterminée.

Dans certains cas, la position de la tête ne peut pas être mesurée sur l'examen préopératoire en raison d'un déséquilibre trop important. Le calcul de la correction sagittale peut alors être effectué et la réorientation du bassin estimée grâce au modèle « C » non corrigé, dont l'erreur moyenne reste faible chez les sujets opérés. Alternativement, l'utilisation des modèles « D » et « E » peut légèrement améliorer l'estimation de la version pelvienne postopératoire, en particulier lorsque CAM ne peut être mesuré. Cependant, la méconnaissance de la cyphose thoracique postopératoire constitue un écueil à l'utilisation de ces formules.

6.5 Conclusion et perspectives

L'analyse de la version pelvienne dans des cas de déséquilibres posturaux sévères en préopératoire, postopératoire et à moyen terme permet de mieux comprendre les principes qui guident la réorientation du bassin. Les résultats mettent en évidence le rôle de la gîte CAM-HA, de l'incidence pelvienne et dans une moindre mesure de la lordose lombaire dans cette réorientation.

Pour la pratique clinique, cette analyse met en lumière un modèle à même de simuler la réorientation du bassin d'un patient donné en fonction de la correction de courbure lombaire envisagée.

Dans le cadre de la planification des ostéotomies vertébrales, cette analyse constitue la base d'une méthode de planification chirurgicale des ostéotomies vertébrales, présentée dans le chapitre suivant.

7 Planification chirurgicale basée sur la simulation des ostéotomies vertébrales

7.1 Introduction

La planification chirurgicale des ostéotomies vertébrales consiste à définir le ou les gestes qui permettront de restaurer une posture satisfaisante au patient. La difficulté principale est de tenir compte des différents mécanismes de compensation qui pourraient survenir suite à la modification de la configuration locale, en particulier la réorientation du bassin. L'analyse du chapitre précédent montre qu'il est possible d'estimer la version pelvienne postopératoire d'un patient en fonction de la configuration géométrique de la colonne vertébrale du bassin à la tête. Dans ce chapitre, ces modèles seront utilisés pour anticiper le résultat de gestes chirurgicaux d'ostéotomies¹.

Pour cela, une méthode de simulation des ostéotomies vertébrales en trois dimensions exploitant les modèles du chapitre précédent est proposée. Cette méthode estime la configuration géométrique postopératoire du squelette à partir d'un modèle tridimensionnel personnalisé du squelette préopératoire en position debout ainsi que des différents gestes chirurgicaux à effectuer.

Enfin, cette méthode est prospectivement évaluée afin d'identifier ses limites et de confirmer son intérêt clinique.

7.2 Matériel et méthodes

7.2.1 Méthode de planification des ostéotomies

S'agissant d'ostéotomies lombaires, l'objectif du geste chirurgical est de modifier la lordose lombaire afin que la version pelvienne et l'inclinaison de la tête par rapport au bassin répondent aux critères de normalité. La méthode proposée s'articule en quatre étapes.

- En premier lieu, une étape d'initialisation détermine la correction tridimensionnelle $\alpha_{optimale}$ permettant au patient d'avoir la tête (CAM) à l'aplomb des têtes

1. Je remercie les docteurs Vital, Obeid, Aurouer et Le Huec pour avoir partagé leurs connaissances et techniques chirurgicales.

fémorales (HA) lorsque la version pelvienne (VP) est adaptée à la morphologie du bassin (modèle « B »).

- Ensuite, l’opérateur simule les gestes chirurgicaux sur le modèle tridimensionnel personnalisé qui lui permettront de réaliser cette correction. S’il semble difficile de restituer la correction déterminée, l’opérateur peut éventuellement réduire la correction à ce qui peut être envisageable chirurgicalement.
- Dans le cas où la correction simulée est différente de la correction optimale α , une alerte est déclenchée et la stratégie de rééquilibrage postural associée à cette nouvelle correction est simulée (modèle « C corrigé »).
- Enfin, une dernière étape d’analyse des critères biomécaniques de la simulation permet de vérifier que la solution envisagée est satisfaisante. En particulier, les cas pour lesquels la correction optimale α n’a pu être simulée sont évalués au regard des corridors de normalité associés à la position de la tête et à l’orientation du bassin.

Si la planification envisagée est satisfaisante, le geste chirurgical modélisé est alors caractérisé afin de pouvoir être reproduit lors de l’intervention. La **FIGURE 7.1** présente l’organigramme de cette méthode dont chaque étape fait l’objet d’une description précise ci-après.

7.2.2 Modélisation tridimensionnelle personnalisée

À partir des radiographies stéréo-correspondantes préopératoires, une modélisation tridimensionnelle personnalisée est effectuée par un opérateur unique. En particulier, le rachis cervical inférieur et thoraco-lombaire (C3 – L5), le bassin ainsi que les fémurs sont modélisés à l’aide des méthodes dédiées. De plus, la position du centre des conduits auditifs (CAM) est déterminée grâce à deux points stéréo-correspondants [Steffen *et coll.*, 2010b].

7.2.3 Initialisation : recherche de la correction optimale

Dans un premier temps, l’angulation de la correction (α) est initialisée afin que la version pelvienne et la gîte CAM-HA soient centrées sur leur corridor de normalité.

Dans le plan coronal, la correction est éventuellement déterminée afin que le centre des conduits auditifs (CAM, situé à proximité du centre de gravité de la tête) soit à l’aplomb du milieu des têtes fémorales (HA).

$$\alpha_{coronale} = -g\acute{i}te\ CAM-HA_{coronale,preop} \quad (7.1)$$

Dans le plan sagittal, la définition de la normalité est inspirée des régressions multilinéaires de Vialle *et coll.* [2005]. Dans un premier temps, la version pelvienne optimale ($VP_{optimale}$) est déterminée à partir de l’incidence pelvienne (IP), en utilisant le modèle « B », décrit au chapitre précédent.

$$VP_{optimale} = -7 + 0,37 \cdot IP \quad (7.2)$$

Puis, la correction lombaire optimale est estimée afin d’avoir une gîte CAM-HA de 3° vers l’arrière, qui correspond à la valeur moyenne observée chez l’asymptomatique.

$$\alpha_{sagittale} = VP_{preop} - VP_{optimale} + g\acute{i}te\ CAM-HA_{sagittale,preop} + 3 \quad (7.3)$$

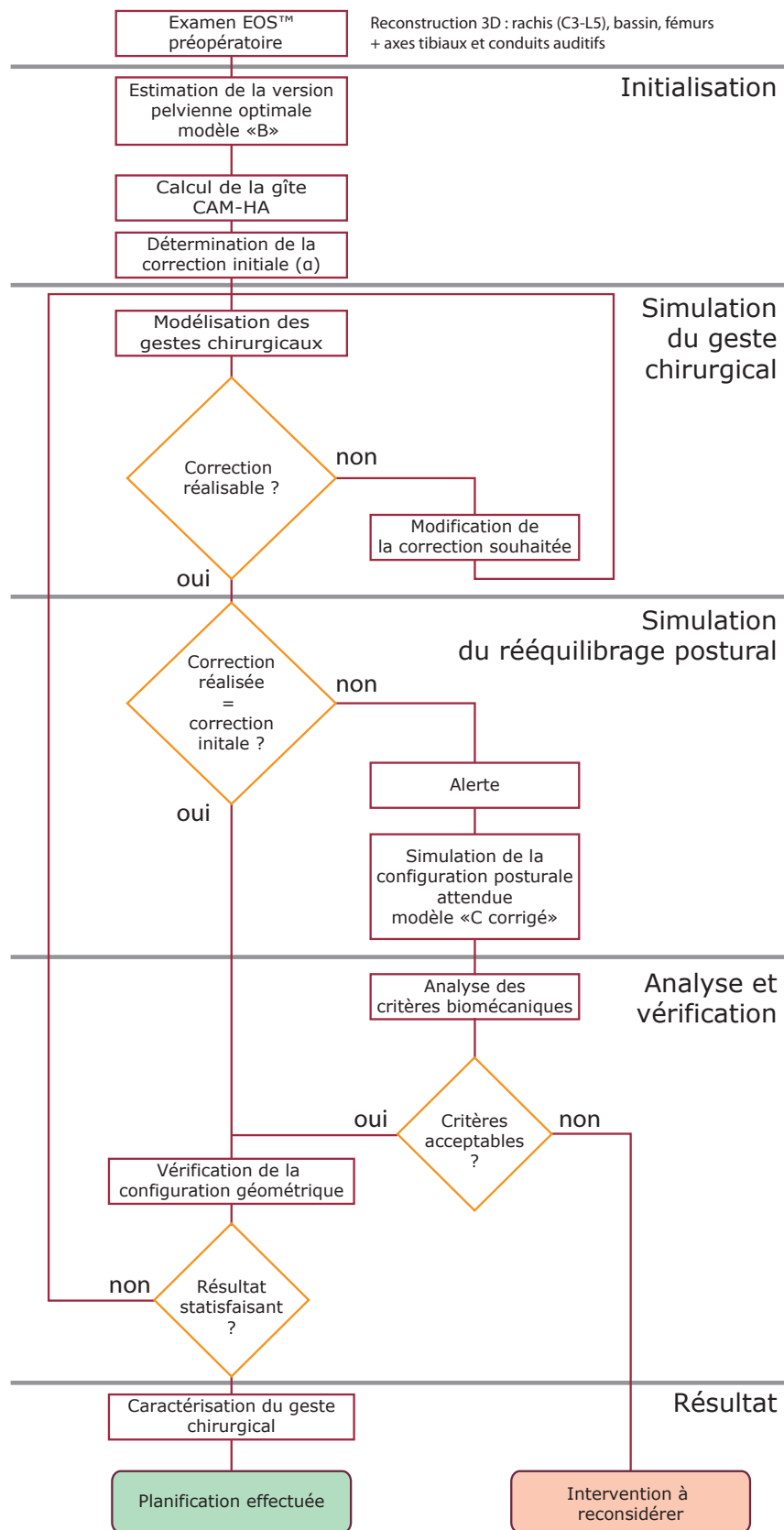


FIGURE 7.1 – Procédure de planification et de simulation des ostéotomies vertébrales lombaires.

soit en remplaçant $VP_{optimale}$ par sa valeur donnée par l'équation 7.2 :

$$\alpha_{sagittale} = VP_{preop} - 0,37 \cdot IP + g\hat{t}e \text{ CAM-HA}_{sagittale,preop} + 10 \quad (7.4)$$

7.2.4 Simulation du geste chirurgical

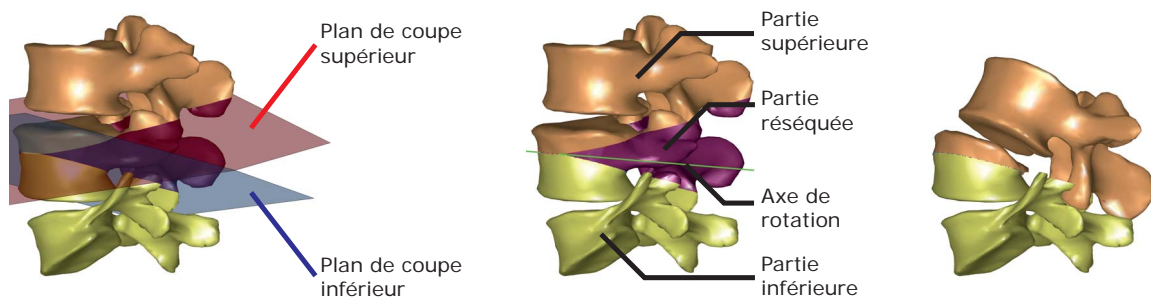
En fonction de ses préférences, le chirurgien choisit alors une suite de gestes afin de lui permettre d'obtenir la correction désirée ($\alpha_{coronale}$ et $\alpha_{sagittale}$). Il modélise ensuite cette suite de geste sur le modèle préopératoire personnalisé du patient. Trois types de gestes sont modélisables pour tenir compte de l'ensemble des techniques d'ostéotomies décrites dans la littérature :

1. la modélisation des gestes d'ostéotomies postérieures (qui permet de modéliser, outre les ostéotomies postérieures multiples, différentes arthrectomies et laminectomies ainsi que l'utilisation de cages ou de greffon osseux pour lordoser modérément l'espace inter-somatique),
2. la modélisation des gestes d'ostéotomie transpédiculaire,
3. et la modélisation des résections vertébrales.

La modélisation de l'ostéotomie transpédiculaire est détaillée par la suite. La modélisation des ostéotomies postérieures et des résections de colonne vertébrale sont décrites en annexe.

L'ostéotomie transpédiculaire est modélisée à partir de deux plans de coupes définis par l'opérateur dans le modèle tridimensionnel personnalisé. En pratique, ces plans sont définis orthogonalement à l'écran de l'ordinateur en cliquant deux points mais peuvent être par la suite déplacés et réorientés dans l'espace.

Ces plans sont définis par leur normale et une origine. L'intersection entre chaque plan de coupe et la courbure de la colonne vertébrale (spline interpolant les milieux des corps vertébraux) est calculée. Le plan qui intersecte la courbure de la colonne vertébrale au plus haut est appelé « *plan de coupe supérieur* ». L'autre est appelé « *plan de coupe inférieur* ».



a - L'opérateur indique deux plans de coupes sur le modèle préopératoire.

b - Un axe est défini à l'intersection des deux plans de coupe.

c - Une rotation modélise la fermeture.

FIGURE 7.2 – Modélisation d'une ostéotomie transpédiculaire.

L'intersection entre chaque plan de coupe et le modèle 3D personnalisé préopératoire du patient est alors calculée et les modèles de chaque objet sont tronqués à l'intersection

avec chacun de ces plans. Les objets ou partie d'objets au dessus du plan de coupe supérieur constituent un premier sous-ensemble appelé « *ensemble supérieur* » tandis que les objets situés en dessous du plan de coupe inférieur constituent l'« *ensemble inférieur* ». La zone du modèle 3D personnalisé située entre les deux plans de coupe correspond à la partie réséquée et est ignorée de la méthode (**FIGURE D.5b**).

Le mécanisme retenu pour simuler la fermeture de l'ostéotomie trans-pédiculaire est la rotation autour de l'axe commun au deux plans de coupe. L'intersection entre le plan de coupe supérieur et le plan de coupe inférieur est calculée ainsi que l'angle entre les normales qui caractérisent ces deux plans. L'ensemble supérieur est recalé de manière rigide par la rotation ainsi définie, ce qui amène le plan de coupe supérieur à coïncider avec le plan de coupe inférieur.

Les ensembles supérieurs et inférieurs sont fusionnés et définissent ainsi un modèle tridimensionnel personnalisé du patient prenant en compte la stratégie opératoire.

Ajustement de la correction et simulation de la configuration posturale attendue

Dans certains cas, l'opérateur peut ne pas parvenir à modéliser une série de gestes réalisables qui puisse permettre d'obtenir la correction optimale désirée. L'alternative est de modéliser une correction suboptimale sur le plan mécanique, et d'analyser la configuration géométrique posturale attendue.

Plusieurs paramètres cliniques sont alors mesurés sur le modèle prenant en compte la stratégie posturale : l'incidence pelvienne (IP), la version pelvienne (VP) et la lordose lombaire maximale ($LL_{max/S1}$), une fois que l'opérateur a sélectionné la vertèbre transitionnelle (voir **FIGURE 6.1**, page 104).

Afin de déterminer l'orientation du complexe pelvi-rachidien dans le plan sagittal, le modèle « C corrigé » (présenté au chapitre précédent) est utilisé.

La version pelvienne est d'abord estimée à l'aide du modèle « C » à partir de l'incidence et de la lordose lombaire maximale :

$$VP_C = 15,1 + IP + 0,94 \cdot LL_{max/S1} \quad (7.5)$$

Puis, une rotation autour de l'axe bicoxofémoral est appliquée à l'ensemble du modèle afin que la version pelvienne corresponde à la valeur estimée. L'amplitude β_1 de cette rotation est donc donnée par :

$$\beta_1 = VP_C - VP \quad (7.6)$$

Si CAM a pu être identifié sur les clichés préopératoires, la gîte sagittale CAM-HA est alors mesurée sur le modèle tridimensionnel personnalisé dont la version pelvienne correspond maintenant à la valeur prédite par le modèle « C corrigé ». Si la gîte sagittale CAM-HA est en dehors du corridor $[-5^\circ, 0^\circ]$, une rotation autour de l'axe bicoxofémoral est à nouveau appliquée à l'ensemble du modèle afin que la gîte sagittale CAM-HA mesure -3° . L'amplitude β_2 de cette nouvelle rotation est donc donnée par :

$$\beta_2 = g\acute{i}te\ CAM-HA_{sagittale,C} + 3 \quad (7.7)$$

À l'issue de cette procédure, on dispose d'une simulation tridimensionnelle personnalisée de la configuration géométrique postopératoire attendue, prenant en compte la position de CAM par rapport à HA.

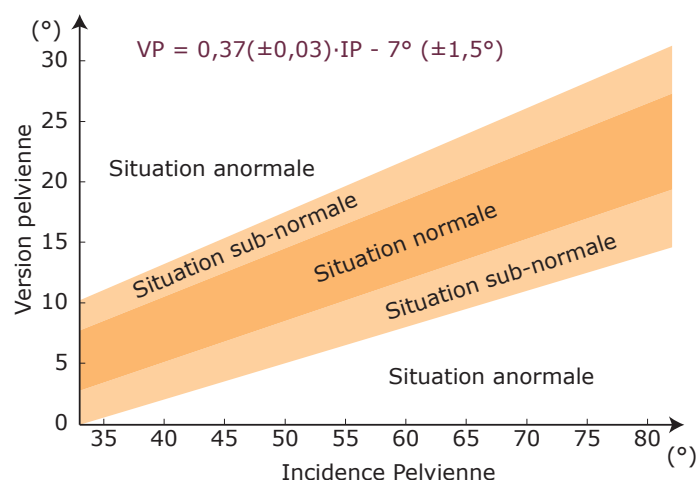


FIGURE 7.3 – Corridor de normalité de la relation entre version pelvienne et incidence à partir des données de Vialle *et coll.* [2005]. La situation normale est définie à ± 1 écart-type et la situation subnormale à ± 2 écarts-types.

7.2.5 Analyse critique de la simulation

La simulation de la configuration géométrique postopératoire attendue permet d'évaluer la pertinence de la correction à l'aide de différents critères biomécaniques. Cette analyse peut être conduite dans tous les cas mais devient obligatoire lors de la planification d'une correction suboptimale, c'est-à-dire quand les gestes modélisés ne suffisent pas à assurer la correction $\alpha_{sagittale}$ définie lors de l'initialisation.

À partir du modèle tridimensionnel simulé, la posture est quantifiée à l'aide des paramètres cliniques décrits au chapitre 5, page 83. Notamment, les courbures rachidiennes, les paramètres pelviens ainsi que la gîte CAM-HA sont calculés. De plus l'inclinaison de l'axe reliant le centre de T1 à CAM (gîte T1-CAM) est estimée sur le modèle pour quantifier l'inclinaison cervicale. Les valeurs calculées sur la simulation sont ensuite analysées au vu de leur corridor de normalité respectif.

Prise en compte du membre inférieur.

Même si le patient a les genoux fléchis durant l'examen préopératoire, la version pelvienne postopératoire doit être suffisante pour permettre la verticalisation des fémurs. Sur les simulations, l'opérateur doit donc vérifier que l'axe mécanique du fémur est qualitativement incliné vers l'arrière, c'est à dire que les condyles fémoraux sont en arrière de l'aplomb des têtes fémorales. De plus, l'adéquation de la version pelvienne à la morphologie du bassin devrait permettre une mobilité suffisante des fémurs. Ainsi, il suffit d'afficher la version pelvienne et l'incidence pelvienne du patient dans le graphe de la **FIGURE 7.3** et de vérifier que ces deux paramètres sont compatibles.

Prise en compte du rachis cervical et de la tête.

De manière analogue, le chirurgien peut apprécier la cohérence de la solution proposée bien que la courbure cervicale puisse se modifier à l'issue de l'intervention. En

premier lieu, l'opérateur doit vérifier que la gîte CAM-HA est à l'intérieur du corridor de normalité à la fois dans les plans sagittal et coronal. D'autre part, l'inclinaison de l'axe reliant le milieu des conduits auditifs au centre de T1 par rapport à la verticale mesure entre 2° et 6° sur la population de 20 volontaires asymptomatiques du chapitre 5. La vérification simultanée de ces deux critères sur la simulation personnalisée permet ainsi au chirurgien de confirmer la pertinence du geste envisagé.

Prise de décision Dans le cas où la simulation de rééquilibrage semble peu cohérente avec les corridors de normalité proposés dans la littérature, les gestes modélisés doivent être modifiés. De même, si le chirurgien considère le geste trop risqué, il est possible de répéter la simulation en modélisant un scénario différent. La procédure de planification est ensuite répétée jusqu'à obtenir un résultat satisfaisant et réalisable sur le plan technique. S'il s'avère impossible de proposer un scénario qui permette un résultat biomécanique satisfaisant, l'intervention peut éventuellement être reconsidérée.

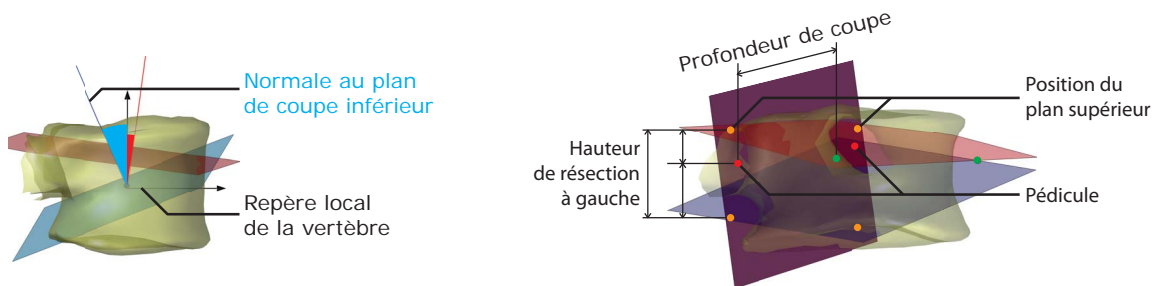
7.2.6 Caractérisation des gestes à effectuer et intervention

Dans le cas contraire, c'est à dire si le résultat planifié est jugé satisfaisant, le chirurgien doit pouvoir reproduire les gestes modélisés à l'aide de la méthode. Une caractérisation en trois dimensions des gestes chirurgicaux associés à la planification est donc proposée.

Dans le cas des ostéotomies transpédiculaires, l'angulation tridimensionnelle relative des deux plans de coupes est calculée ainsi que les angulations projetées dans les plans coronal et sagittal. Ces dernières valeurs correspondent aux angles que l'opérateur pourrait tracer sur la radiographie.

De plus, l'orientation des plans de coupe est également calculée par rapport au repère local de la vertèbre, puisque celui-ci est plus facilement identifiable en *per*-opérateur (**FIGURE D.6b**).

À l'aide du modèle tridimensionnel personnalisé détaillé des vertèbres réséquées, la position des plans de coupes est également caractérisée par rapport aux pédicules, à l'intersection entre le plan de coupe et le mur postérieur (**FIGURE D.6a**).



a - L'orientation des plans de coupes est quantifiée en projetant les normales aux plans de coupes dans le repère local.

b - Le plan de coupe est caractérisé par rapport à chaque pédicule. La hauteur de résection à droite et à gauche permet au chirurgien de reproduire la découpe planifiée.

FIGURE 7.4 – Caractérisation de la planification d'ostéotomie trans-pédiculaire.

La visualisation des plans de coupe dans la modélisation tridimensionnelle personnalisée détaillée donne également au chirurgien une information qualitative sur leur position et leur orientation par rapport aux niveaux adjacents.

Également, la représentation graphique exposée aux chapitres précédents, notamment celle montrant la vertèbre intersectée par les deux plans de coupe permet d'illustrer l'orientation relative de ces derniers par rapport au repère local de la vertèbre. Enfin, la position de chaque plan de coupe est référencée au niveau du mur postérieur par les distances aux pédicules droits et gauches.

Grâce à l'ensemble de ces informations, le chirurgien partenaire peut reproduire au mieux les gestes planifiés durant l'intervention.

7.2.7 Évaluation de la méthode

Patients

Entre novembre 2010 et janvier 2011, l'ensemble des patients inscrits au planning d'un seul chirurgien pour une ostéotomie ont été considérés pour être inclus dans cette étude. Sont exclus de l'étude les patients dont le geste d'ostéotomie accompagnait une réduction de scoliose. Les 11 femmes et 6 hommes inclus sont âgés de 33 à 74 ans pour une moyenne de 58 ans (± 13 ans). L'ostéotomie était indiquée afin de corriger le déséquilibre postural dû à une cyphose dégénérative, un dos plat postopératoire, une spondylarthrite ankylosante ou une hypercyphose d'origine traumatique. Tous les patients inclus ont bénéficié de stéréo-radiographies EOSTM préopératoires. Lors de l'acquisition, le patient était positionné dans une position confortable, les pieds légèrement décalés dans le plan frontal et au même niveau dans le plan sagittal. Suivant les conclusions du chapitre 4.3, les mains reposaient soit sur les clavicules, soit sur l'os malaire.

Pour 6 patients, on dispose d'un examen EOSTM postopératoire. Les patients de ce sous-groupe, constitué de 4 femmes et 2 hommes, sont âgés de 33 à 71 ans pour une moyenne de 57 ans (± 16 ans).

Modélisation tridimensionnelle personnalisée et planification chirurgicale

Pour chacun des 17 patients inclus, un modèle tridimensionnel personnalisé du rachis de C3 à L5, du bassin et des fémurs a été effectué par un opérateur unique. De plus, les conduits auditifs ont été identifiés sur les deux radiographies de face et de profil afin de localiser le centre de masse de la tête (CAM).

À partir des modèles tridimensionnels personnalisés préopératoires, l'intervention chirurgicale était alors planifiée en concertation avec le chirurgien qui a ensuite réalisé les interventions.

Pour l'ensemble de ces patients, on dispose donc :

1. d'un modèle tridimensionnel personnalisé préopératoire,
2. d'un modèle tridimensionnel planifié,
3. et de la caractérisation géométrique du geste chirurgical nécessaire pour obtenir ce résultat.

Pour les 6 patients qui ont bénéficié d'un examen EOSTM postopératoire, on dispose de plus du modèle tridimensionnel personnalisé du résultat de l'intervention.

Aptitude des modèles à anticiper la configuration postopératoire

L'analyse posturale des modèles tridimensionnels personnalisés préopératoires, planifiés et postopératoires a été réalisée à l'aide de la représentation posturale simplifiée présentée en 4.3.2, page 60. De plus, les descripteurs de la configuration pelvi-rachidienne (courbures rachidiennes et paramètres pelviens et gîte CAM-HA) ont été estimés sur chaque modèle tridimensionnel. Ainsi, le résultat planifié peut-être comparé au résultat postopératoire réel à la fois qualitativement à l'aide d'outils graphiques et quantitativement grâce au calcul des paramètres cliniques associés.

Analyse de l'équilibre des patients opérés

L'objectif de la méthode de planification des ostéotomies étant d'améliorer la prise en charge thérapeutique des patients, une analyse de la configuration géométrique postopératoire a été réalisée. Dans un premier temps, la représentation posturale simplifiée a été utilisée pour permettre l'analyse qualitative de la posture des patients en postopératoire. Enfin, la différence de version pelvienne entre le pré- et le postopératoire a été évaluée en tenant compte de son corridor de normalité lié à l'incidence pelvienne.

7.3 Résultats

Pour l'ensemble des patients inclus dans cette étude, le déroulement de l'opération chirurgicale ainsi que le résultat clinique à court terme a été jugé satisfaisant par le chirurgien. En particulier, aucune complication n'a été reportée sur cette série de patient.

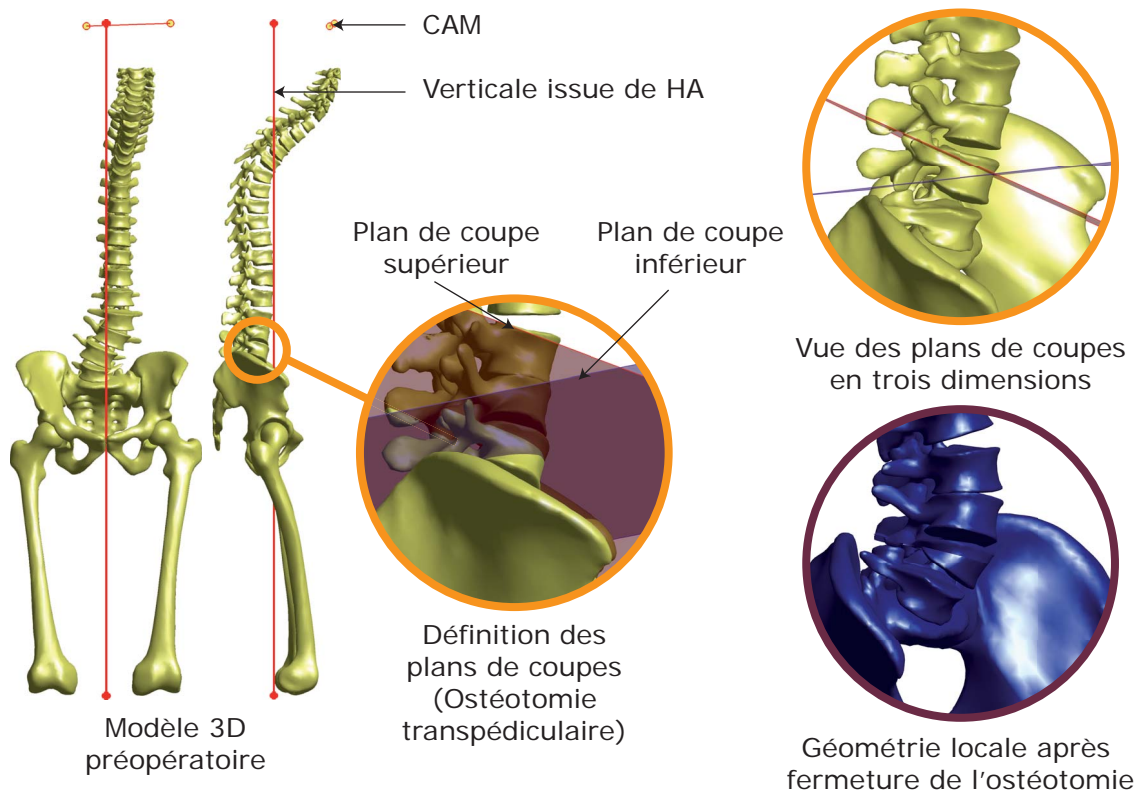
7.3.1 Un exemple de planification chirurgicale

La **FIGURE 7.5** présente l'exemple de la planification d'une ostéotomie trans-pédiculaire pour un patient âgé de 67 ans. Les positions des plans de coupes, référencés par rapport aux pédicules, vont permettre au chirurgien de reproduire au mieux le geste asymétrique planifié. La simulation de la fermeture de l'ostéotomie modélisée par le chirurgien permet d'estimer la courbure postopératoire du rachis. De plus, l'estimé de la configuration géométrique locale permet de prendre la mesure des espaces discaux et de prévoir l'adjonction éventuelle d'une cage inter-somatique. À partir de ces informations, le modèle « *C corrigé* » peut simuler l'effet de la correction sur la posture globale, en tenant compte de la réorientation du bassin.

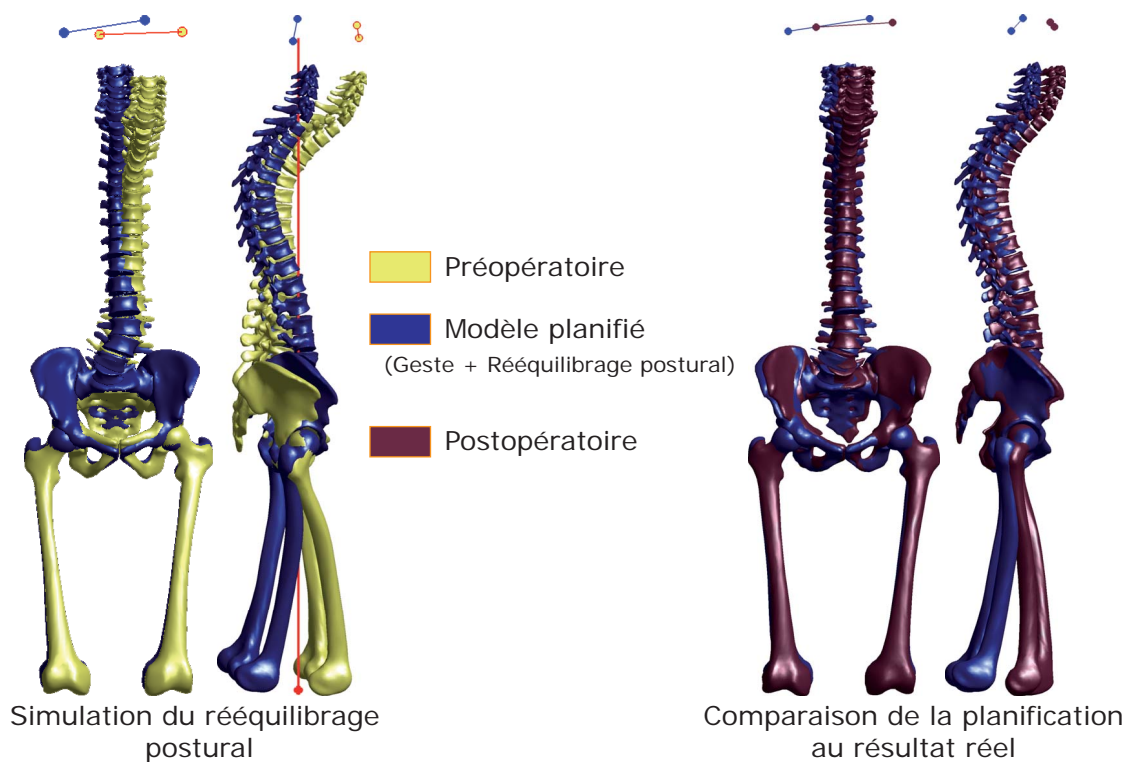
Pour ce patient, la définition tridimensionnelle des plans de coupes permet de proposer une correction mixte, c'est à dire qui impacte le plan coronal et le plan sagittal.

7.3.2 Aptitude de la simulation à anticiper la posture postopératoire

La représentation posturale simplifiée (décrite en 4.3.2, page 60) permet de superposer la configuration postopératoire au modèle défini lors de la planification de l'intervention (**FIGURE 7.6**).



a - Planification chirurgicale : définition du geste et simulation de la géométrie locale.



b - Simulation de la posture postopératoire. Comparaison avec le résultat réel.

FIGURE 7.5 – Mise en oeuvre de la simulation d'ostéotomie pour la planification de l'intervention d'un patient et comparaison au résultat postopératoire.

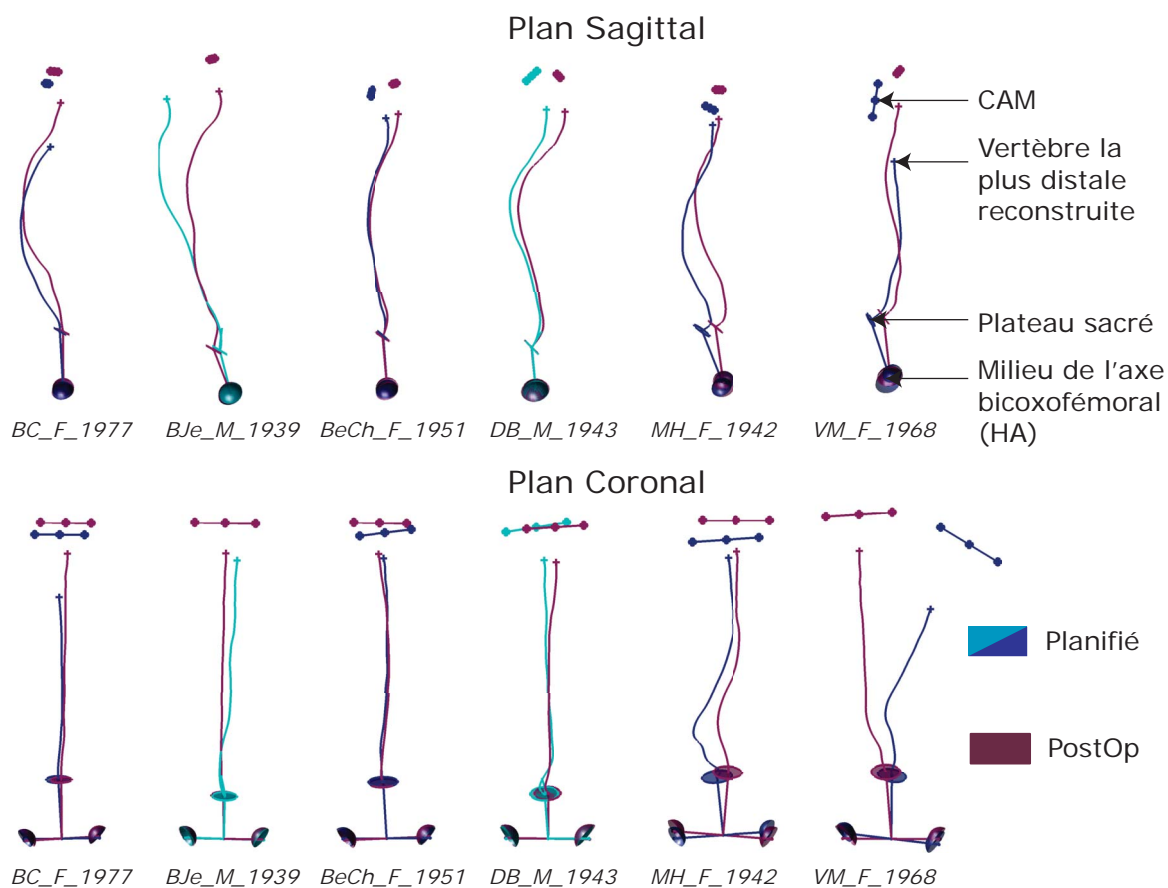


FIGURE 7.6 – Représentation graphique comparative simplifiée du résultat planifié et de l'examen postopératoire. Les planifications en bleu foncé sont celles pour lesquelles le modèle *non corrigé* indiquait une gîte CAM-HA en dehors du corridor de normalité.

Dans quatre cas, le modèle statistique a dû être corrigé pour replacer CAM à l'aplomb de HA. Dans un cas (*BJe M 1939*), les clichés préopératoires n'ont pas permis d'identifier CAM sur les radiographies. Pour ce patient, seul le modèle statistique non corrigé a permis l'élaboration d'une simulation de la compensation pelvienne.

Dans le plan sagittal, l'analyse qualitative montre de plus que si la présence d'une cyphose thoracique et d'une lordose lombaire est bien estimée lors de la planification, l'amplitude des courbures sagittales est plus importante que prévu dans quatre cas sur six. Dans quatre cas sur six également, les représentations simplifiées du bassin qui correspondent à la planification et au résultat postopératoire se superposent. Dans les deux derniers cas, on remarque une surestimation de la version pelvienne associée à une sous-estimation des courbures rachidiennes.

Dans le plan coronal, les trois premiers cas ne montrent pas de déséquilibre en préopératoire et la correction planifiée ne comportait pas de composante coronale. Dans un cas (*DB M 1943*), l'examen préopératoire montre une inclinaison de la gîte CAM-HA qui a pu être corrigée comme prévu sur la planification lors de l'intervention.

En revanche, les deux derniers cas présentent dans le plan frontal une courbure en préopératoire qui est réduite en postopératoire. Le résultat planifié ne prend pas en compte ces gestes de réduction et surestime ainsi les courbures du plan frontal. Ces deux cas sont également ceux pour lesquels l'estimation de l'orientation postopératoire du bassin dans le plan sagittal est la moins performante.

Analyse des paramètres cliniques

À partir des modèles personnalisés simulés, différents descripteurs de l'équilibre pelvi-rachidien ont pu être calculés. En particulier, la lordose L1-S1, la version pelvienne et la gîte CAM-HA ont été mesurées à la fois sur les modèles simulés et sur la modélisation effectuée à partir de l'examen postopératoire. La **TABLE 7.1** permet de comparer la valeur planifiée de ces quatre paramètres à la valeur postopératoire réelle pour chaque patient.

TABLE 7.1 – Valeurs planifiées et postopératoires de la lordose lombaire, la version pelvienne et la gîte CAM-HA.

Patient	Lordose L1-S1 (°)		Version Pelvienne (°)		Gîte CAM-HA (°)	
	PostOp.	Planifié	PostOp.	Planifié	PostOp.	Planifié
<i>BC F 1977</i>	-62	-53	0	3	-2	-3
<i>BJe M 1939</i>	-44	-48	21	14	-3	-
<i>BeCh F 1951</i>	-41	-45	5	4	2	-3
<i>DB M 1943</i>	-56	-55	6	5	4	-1
<i>MH F 1942</i>	-68	-56	8	22	-1	-3
<i>VM F 1968</i>	-52	-45	6	18	1	-3

Sur cette série de patients, la lordose est en moyenne sous estimée de $3,4^\circ$ ($\pm 7^\circ$). Dans deux cas sur les six, la lordose mesurée en postopératoire est moins importante

qu'attendue. Concernant la version pelvienne, le modèle « C corrigé » conduit à une surestimation moyenne de $3,5^\circ (\pm 8^\circ)$ sur cette série de patients. Toutefois, l'absence des conduits auditifs du modèle préopératoire n'a pas permis de corriger le modèle statistique pour un patient. Au niveau de la tête, l'erreur moyenne commise lors de l'estimation de la gîte CAM-HA est de $3,4^\circ (\pm 1,6^\circ)$.

7.3.3 Analyse du résultat radiographique des interventions

La représentation posturale simplifiée (décrite en 4.3.2, page 60) permet de superposer la configuration postopératoire à la configuration préopératoire (**FIGURE 7.7**).

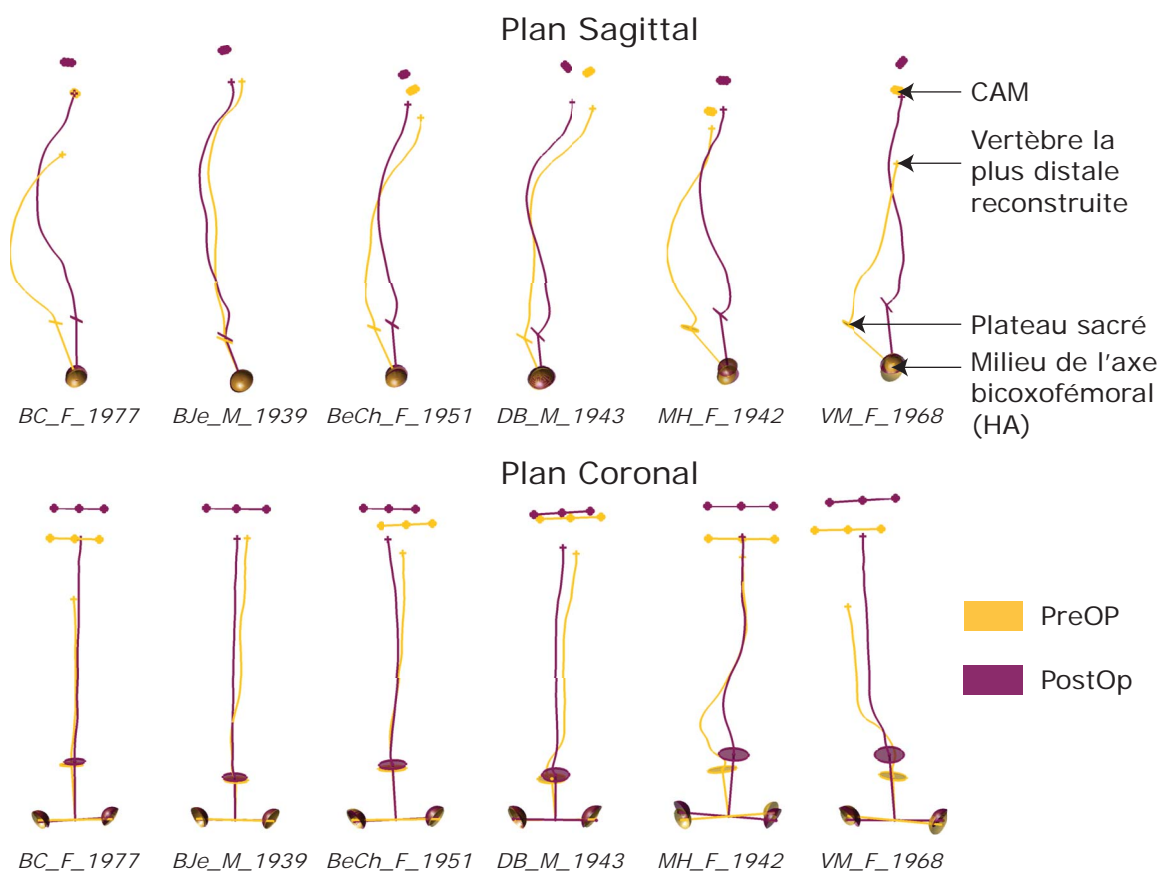


FIGURE 7.7 – Représentation graphique comparative simplifiée de la posture préopératoire et postopératoire.

Dans les six cas, la configuration postopératoire apparaît comme équilibrée : le centre de gravité de la tête reste proche de l'aplomb des têtes fémorales. La version pelvienne est réduite dans tous les cas après l'intervention chirurgicale. Enfin, les six patients présentent en postopératoire un schéma classique de lordose lombaire et cyphose thoracique tandis qu'en préopératoire deux présentent une cyphose étendue (*BC F 1977* et *MH F 1942*) et trois autres un dos plat. *VM F 1968* présente même la particularité d'avoir un

schéma de courbure inversé avec une cyphose lombaire, une lordose thoraco-lombaire et un dos plat thoracique en préopératoire.

Évolution des paramètres cliniques par rapport aux corridors de normalité

Le calcul des paramètres cliniques à partir des modèles personnalisés préopératoire et postopératoire permet de montrer leur évolution en regard de leur corridor de normalité respectif. En particulier, la **FIGURE 7.8** permet de vérifier la conformité de la version pelvienne avec l'incidence.

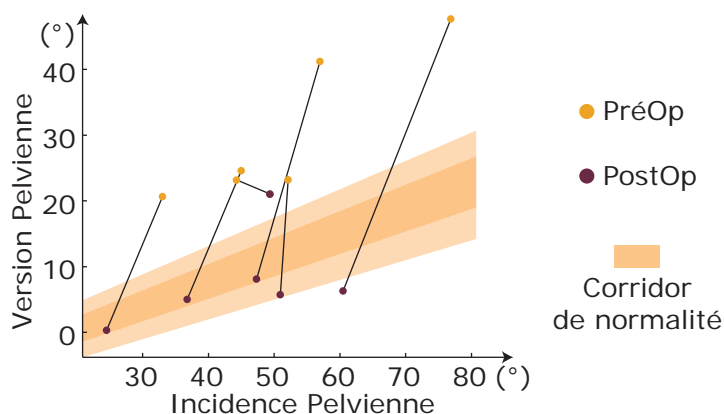


FIGURE 7.8 – Analyse de l'évolution de la version pelvienne entre le pré- et le postopératoire en regard de son corridor de normalité déterminé en fonction de l'incidence. Les traits lient les examens préopératoire et postopératoires du même patient.

Alors que le bassin est anormalement retroversé dans tous les cas en préopératoire, la version pelvienne postopératoire est normale dans trois cas, subnormale dans un cas et anormale dans deux cas en postopératoire. Dans tous les cas, la version pelvienne postopératoire est plus proche du corridor de normalité en postopératoire qu'en préopératoire.

7.4 Discussion

7.4.1 Comparaison avec l'état de l'art

À notre connaissance, trois outils logiciels sont décrits dans la littérature pour assister la planification des ostéotomies. Ces systèmes s'appuient sur des radiographies sagittales numériques ou numérisées pour aider le chirurgien à déterminer l'angulation et le niveau sur lequel intervenir.

- Le logiciel « ASKyphoplan », disponible gratuitement sur le site internet des auteurs et dont l'utilisation est décrite par Van-Royen *et coll.* [2007] est dédié à la planification des ostéotomies transpédiculaires dans le cas d'ankylose rachidienne.
- De même, le logiciel « Surgimap », développé en collaboration entre l'équipe de Frank Schwab et Virginie Lafage (NYU Hospital for Joint Diseases) et la société

Depuy Spine, permet de mieux appréhender la modification de configuration locale suite au geste chirurgical.

Ces deux premiers outils permettent ainsi d'utiliser la méthode des calques de manière virtuelle sans avoir recours au découpage des films. Ainsi, la planification des ostéotomies est plus ergonomique qu'en utilisant la méthode manuelle, en particulier si le chirurgien souhaite planifier plusieurs scénarios. Cependant, ces systèmes ne prennent pas en compte la réorganisation posturale et laissent au chirurgien le soin d'estimer la ré-orientation du bassin suite à l'intervention.

- Enfin, le logiciel « SpineView », aujourd'hui distribué par ARTS et développé en partenariat entre le CHU de Bordeaux, le laboratoire de biomécanique (LBM) et la société Eurosururgical permet de déterminer l'angulation et le niveau des ostéotomies en considérant que la version pelvienne postopératoire sera de 12° [Jacotot et Pedram, 1999].

À notre connaissance, aucun autre outil que celui présenté dans ce chapitre ne permet la planification tridimensionnelle des ostéotomies. De plus, aucun des trois outils existants ne combine la caractérisation précise du geste chirurgical planifié et la prise en compte de manière personnalisée de la réorientation du bassin. Enfin, si Lafage *et coll.* [2011] ont présenté une évaluation rétrospective des modèles qui soutendent leur méthode de planification, notre travail constitue à notre connaissance la première évaluation d'une méthode de planification chirurgicale des ostéotomies.

7.4.2 Intérêt et limites de l'approche

L'utilisation en routine dans un contexte de planification chirurgicale de l'outil de simulation des ostéotomies vertébrales a permis de définir précisément le scénario opératoire et d'en prédire le résultat. De plus, la plus value apportée par la caractérisation détaillée du geste chirurgical a été soulignée par le chirurgien en charge des opérations. En particulier, la caractérisation de la position des plans de coupes par rapport aux pédicules au niveau du mur postérieur permet une retranscription plus aisée des ostéotomies transpédiculaires asymétriques, nécessaire à la correction des déséquilibres tridimensionnels.

La principale limite de cette étude prospective a trait au nombre de patients ayant bénéficié d'un examen postopératoire. En effet, seuls six patients sur les dix-sept inclus ont pu participer à l'évaluation de la méthode de planification.

Toutefois, ces premiers résultats soulignent l'intérêt de pouvoir estimer les compensations posturales lors de la planification de ce type d'intervention chirurgicale uniquement sur la base d'informations disponibles avant l'opération.

7.4.3 Aptitude de la simulation à anticiper la posture postopératoire

L'analyse qualitative des configurations posturales simplifiées à l'aide de la **FIGURE 7.6** montre une bonne adéquation visuelle entre le planifié et le résultat postopératoire dans le plan sagittal et coronal, en particulier lorsque l'intervention s'est limitée à des gestes d'ostéotomies. En effet, les deux dernières patientes présentaient une courbure scoliothique en préopératoire qui est moins importante en postopératoire

alors qu'aucun geste de correction de scoliose n'est actuellement planifiable à l'aide de la méthode présentée. En revanche, la correction du déséquilibre coronal du patient *DB M 1943* au moyen d'une ostéotomie asymétrique a été correctement estimée à la fois dans le plan coronal et dans le plan sagittal.

D'autre part, la divergence apparente entre le modèle planifié et l'examen postopératoire est à relativiser : la représentation posturale simplifiée permet l'analyse précise de la configuration posturale et peut mettre en relief des différences qui ne sont pas forcément visibles à l'aide de représentations complètes comme celles de la **FIGURE 7.5b**.

Pour les trois paramètres évalués quantitativement, l'analyse des écarts entre le planifié et le postopératoire montre une erreur d'estimation de la version pelvienne et de la gîte CAM-HA comparable aux écarts quantifiés dans le chapitre précédent. Concernant la lordose L1-S1, la valeur postopératoire est supérieure à la valeur planifiée dans trois cas et du même ordre (au regard de l'incertitude de mesure de ce paramètre) dans les trois autres.

7.4.4 Analyse de l'équilibre des patients opérés

Les courbures rachidiennes et l'orientation du bassin semblent qualitativement plus harmonieuses en postopératoire qu'en préopératoire (**FIGURE 7.7**). En particulier dans le plan sagittal, tous les patients ont le rachis lombaire en lordose et le rachis thoracique en cyphose. Dans le plan coronal, l'éventuel déport vers la gauche ou la droite de CAM par rapport à HA est également moindre en postopératoire qu'en préopératoire.

Quantitativement, la correction du déséquilibre postural au moyen des gestes planifiés a permis à 4 des 6 patients de retrouver une version pelvienne compatible avec la morphologie de leur bassin. Pour un patient, le bassin semble légèrement trop antéversé tandis que le dernier patient a une version pelvienne trop importante au vu de la morphologie de son bassin. De même, l'analyse de l'évolution de la position transversale de CAM par rapport à HA montre que l'intervention chirurgicale améliore ce paramètre au regard du corridor de normalité défini chez le sujet asymptomatique.

Le suivi à plus long terme de ces patients, et en particulier des deux pour lesquels la version pelvienne est en dehors du corridor de normalité devrait permettre de vérifier que ce résultat ne se détériore pas par la suite.

7.4.5 Perspectives d'améliorations des méthodes de simulations

Lors de la définition de la méthode de planification, nous avons considéré que les courbures rachidiennes ne seraient modifiées que par les gestes d'ostéotomies planifiés. Or, la cyphose thoracique peut être amenée à évoluer en réponse à la correction lombaire. De même, les gestes d'ostéotomie planifiés peuvent n'expliquer qu'une partie de la reprise de courbure lombaire pour plusieurs raisons.

- Le chirurgien peut ne pas réussir à reproduire le geste planifié sur ordinateur, ce qui produit une surestimation de la lordose postopératoire lors de la planification.
- Au contraire, le chirurgien peut effectuer certains gestes qui lui permettront d'augmenter la lordose au delà de la correction effectuée par l'ostéotomie. Par exemple, la correction de la scoliose par des techniques de dérotation est connue pour restituer de la lordose au patient. De même, le cintrage des tiges postérieures ou des

arthrectomies peuvent permettre de restaurer quelques degrés de lordose supplémentaires.

Toutefois, la prise en compte de ces mésestimations des courbures rachidiennes (cervicale, thoracique et lombaire) postopératoires en ne considérant que la différence moyenne observée entre l'état préopératoire et postopératoire n'améliore pas sensiblement les modèles de prédictions. Au contraire, la prise en compte de ces paramètres de manière personnalisée devrait rendre encore plus pertinente la simulation de rééquilibrage postural sur laquelle est basée la planification des ostéotomies. De telles informations peuvent par exemple être collectées en préopératoire en évaluant la flexibilité du rachis cervical et thoracique grâce à des clichés sagittaux en « bendings » ou en prenant en compte la hauteur discale.

D'autre part les membres inférieurs pourraient faire l'objet d'analyses quantifiées. Dans la méthode présentée, on ne vérifie en effet que l'absence de flexion du genou en position statique sur l'examen planifié. L'analyse quantifiée de la mobilité coxofémorale en préopératoire [Hovorka *et coll.*, 2008] pourrait permettre de parfaire l'analyse de la posture planifiée du sujet et de vérifier sur le modèle planifié que l'orientation du bassin permet à la cuisse de se mouvoir suffisamment par rapport au tronc pour garantir une amplitude de marche convenable.

Enfin, la modélisation de gestes chirurgicaux autres que ceux liés aux ostéotomies vertébrales pourrait permettre de mieux prédire la courbure lombaire. D'autre part, cette amélioration pourrait permettre d'étendre la méthode de planification à d'autres interventions chirurgicales pour lesquelles l'estimation d'une lordose lombaire adaptée au patient est nécessaire (tels que les arthrodèses lombaires et lombosacrées [Lazennec *et coll.*, 2000] ou les corrections de certains spondylolisthesis [Labelle *et coll.*, 2008])

7.5 Conclusion

La méthode présentée dans ce chapitre permet de simuler la correction de l'équilibre postural au moyen d'ostéotomies postérieures multiples, d'ostéotomies trans-pédiculaires ou de résection de la colonne vertébrale.

De plus, l'utilisation en routine dans un contexte de planification chirurgicale de l'outil de simulation des ostéotomies vertébrales a permis de définir précisément le scénario opératoire de quinze patients et d'en prédire le résultat radiologique. Sur les six patients pour lesquels un examen postopératoire était disponible, les premiers résultats soulignent la pertinence des simulations par rapport à la configuration géométrique postopératoire.

Bien qu'il s'agisse d'un outil préliminaire, cette méthode est encore la seule qui permette aujourd'hui une planification des ostéotomies en trois dimensions. La compensation pelvienne y est prise en compte de manière personnalisée.

Ces premiers résultats encourageants suggèrent que l'analyse posturale tridimensionnelle tête aux pieds en position debout peut permettre de planifier la correction chirurgicale de ces déséquilibres sévères. La validation préliminaire de la méthode est à notre connaissance la première évaluation prospective d'une méthode de planification chirurgicale des ostéotomies. La méthode offre une assistance à la restauration de l'équilibre postural en trois dimensions à partir de stéréo-radiographies EOS™ et peut améliorer la prise en charge chirurgicale des déséquilibres posturaux pour lesquels l'ostéotomie, en particulier de type transpédiculaire, est indiquée..

Conclusion générale

L'objectif général de cette thèse était d'améliorer la prise en charge des pathologies rachidiennes en tirant parti des innovations du système EOS™ permettant l'exploration du squelette axial.

De brefs rappels d'anatomie et la description des pathologies rachidiennes, ont souligné l'importance de l'analyse de l'équilibre postural lors du diagnostic et parfois du traitement de ces pathologies.

La première partie de la revue de littérature a donc fait le point sur les différentes méthodes d'évaluation de l'équilibre postural en routine et dans le cadre de recherches cliniques. Différentes études ont successivement mis en lumière l'intérêt de l'analyse de la tête aux pieds, de l'analyse tridimensionnelle et enfin de l'analyse par rapport à la ligne de gravité, définie comme la verticale passant par le centre de gravité du corps.

La première partie du travail personnel s'est donc attachée à mettre en place différents outils et à définir un protocole d'évaluation de l'équilibre postural pour pouvoir effectuer ces analyses en routine clinique. L'utilisation d'une plate-forme de force en combinaison avec le système EOS™ a ainsi permis de d'étudier la configuration géométrique du squelette par rapport à la ligne de gravité. De plus, l'étude d'un positionnement standardisé du patient adapté à la stéréographie d'une part et l'utilisation de la plate-forme de force d'autre part a constitué la base d'un protocole d'acquisition radiographique et gravitaire utilisé quotidiennement en clinique durant les travaux. Enfin, une étude de validation des méthodes de modélisation tridimensionnelle personnalisée à partir de stéréoradiographies a permis d'étendre leur utilisation aux cas de scolioses sévères et aux cas des patients opérés.

Ainsi, l'ensemble de ces outils et méthodes a permis d'évaluer la configuration géométrique du squelette axial de 93 patients et 23 volontaires asymptomatiques. Cette analyse a permis de proposer de nouveaux paramètres cliniques et défini leurs critères de normalité. Ceci permet l'analyse globale tridimensionnelle de la posture, avec ou sans plate-forme de force. En particulier, l'analyse de la position du milieu des conduits auditifs (CAM, que Vital et Senegas [1986] ont identifiée comme le repère anatomique le plus proche du centre de gravité de la tête) par rapport au centre bicoxofémoral (HA) permet d'identifier le déséquilibre postural en trois dimensions qui peut être associé aux pathologies rachidiennes.

Si ces protocoles d'évaluation globale de l'équilibre postural en trois dimensions permettent d'améliorer les schémas de traitements, leur utilisation pourrait devenir quo-

tidienne au sein des services d'orthopédie rachidienne. À l'aune de ces nouvelles informations, le travail a donc été axé dans un second temps sur la mise au point d'outils d'assistance à la prise en charge des déséquilibres sévères au moyen d'ostéotomies.

En effet, la deuxième partie de la revue de littérature et l'immersion clinique ont permis de dégager trois questions auxquelles le chirurgien doit apporter des réponses pour pouvoir considérer ces interventions.

1. Quelle doit être la configuration géométrique postopératoire du squelette du patient pour que celui-ci soit en situation d'équilibre économique? Du fait de l'importante variabilité interpersonnelle, notamment de la morphologie du bassin, il s'agit de déterminer une posture acceptable pour un patient donné.
2. Quelle correction locale est nécessaire pour réaliser cet équilibre économique?
3. Quelles techniques chirurgicales utiliser pour effectuer cette correction et comment s'assurer de réaliser l'amplitude de correction désirée?

L'analyse posturale globale préopératoire et postopératoire de patients dont le déséquilibre a été corrigé grâce à des ostéotomies vertébrales a permis dans la deuxième partie d'objectiver les mécanismes de réorientation du bassin et de confirmer leur rôle prépondérant dans la stratégie posturale. En effet, cette étude a confirmé que ce segment était le siège d'une majeure partie des compensations géométriques chez ces patients. Ainsi, il devient possible de définir objectivement la lordose à induire lors de l'intervention pour que le patient soit dans une configuration économique en postopératoire, avec notamment une version pelvienne cohérente avec la morphologie de son bassin.

Ensuite, une méthode de planification chirurgicale, basée sur une simulation géométrique et biomécanique de l'intervention en trois dimensions a été proposée pour faciliter la définition des gestes d'ostéotomie qui permettront de restaurer une posture acceptable en postopératoire. Cette méthode permet d'une part, de définir une posture optimale pour un patient donné et d'en déduire ainsi la correction tridimensionnelle nécessaire. D'autre part, la simulation des gestes chirurgicaux et du rééquilibrage postural permet d'anticiper le résultat radiologique postopératoire correspondant à une série de gestes chirurgicaux. Cette méthode de planification des ostéotomies vertébrales a pu être préliminairement évaluée sur six patients en contribuant à leur restaurer une posture adaptée. Sous réserve d'une validation prospective à plus large échelle, cette méthode peut constituer la base d'un outil d'aide à la décision pour la prise en charge chirurgicale des grands déséquilibres posturaux.

Ainsi, les deux volets explorés au cours de cette thèse peuvent améliorer le diagnostic et la prise en charge chirurgicale des pathologies rachidiennes en profitant pleinement de l'analyse tridimensionnelle globale permise par l'utilisation du système EOS™.

Table des matières

Introduction générale	1
Contexte	1
Objectif général	2
Revue de littérature	5
1 Rappels d’anatomie	5
1.1 Introduction	5
1.2 Système de référence	5
1.2.1 Plans de référence	5
1.2.2 Directions anatomiques	5
1.2.3 Descriptions relatives	6
1.3 Anatomie du squelette	7
1.3.1 La tête	7
1.3.2 La colonne vertébrale	8
1.3.3 Le bassin	10
1.3.4 Les membres inférieurs	11
1.3.5 Configuration à l’équilibre	13
1.4 Anatomie descriptive des pathologies rachidiennes	13
1.4.1 Déformations tridimensionnelles	14
1.4.2 Déformations sagittales	16
1.4.3 Autres pathologies rachidiennes	17
Résumé du chapitre	19
2 Méthodes d’évaluation de l’équilibre postural	21
2.1 Analyse de l’équilibre dans le plan coronal	21
2.2 Analyse de l’équilibre dans le plan sagittal	22
2.2.1 Description des courbures rachidiennes	22
2.2.2 Description de la morphologie et de l’orientation du bassin	23
2.2.3 Description de l’alignement de l’axe <i>tête-rachis-bassin</i>	23
2.2.4 Valeurs physiologiques des paramètres posturaux dans le plan sa- gittal	24
2.3 Chaîne de corrélation entre descripteurs de l’équilibre pelvi-rachidien	26
2.3.1 Classifications	28

2.4	Analyse biomécanique de l'équilibre postural	29
2.4.1	Contraintes s'exerçant sur le rachis lombaire	31
2.4.2	La barycentremétrie	33
2.4.3	L'étude de la posture par rapport à la ligne de gravité	34
	Conclusion et résumé du chapitre	38
3	Correction du déséquilibre au moyen d'ostéotomies vertébrales	39
3.1	Introduction	39
3.2	Techniques chirurgicales	39
3.2.1	Ostéotomies postérieures multiples	39
3.2.2	Ostéotomie transpédiculaire	40
3.2.3	Résection de colonne vertébrale	41
3.3	Planification chirurgicale	41
3.4	Conclusion	44
I	Analyse tridimensionnelle de l'équilibre postural	45
4	Mise en place et qualification d'outils et méthodes pour l'analyse de l'équilibre postural.	47
4.1	Introduction	47
4.2	Mesure de la ligne de gravité à l'aide d'une plate-forme de force	48
4.2.1	Introduction	48
4.2.2	Matériel et méthodes	48
4.2.3	Résultats	52
4.2.4	Discussion	54
4.2.5	Conclusion	56
4.3	Standardisation de la position d'acquisition	57
4.3.1	Introduction	57
4.3.2	Matériel et méthodes	58
4.3.3	Résultats	63
4.3.4	Discussion	67
4.3.5	Conclusion	69
4.4	Reproductibilité des modèles 3D de rachis	70
4.4.1	Introduction	70
4.4.2	Matériel et Méthodes	70
4.4.3	Résultats	75
4.4.4	Discussion	78
4.4.5	Conclusion et perspectives	82
	Conclusion du chapitre	82
5	Quantification 3D de l'équilibre postural	83
5.1	Introduction	83
5.2	Patients et méthodes	83
5.2.1	Patients et volontaires asymptomatiques	83
5.2.2	Protocole d'acquisition	84
5.2.3	Traitement des données	84

5.2.4	Paramètres 3D	85
5.2.5	Analyse statistique	87
5.3	Résultats	87
5.3.1	Évaluation de la méthode	87
5.3.2	Configuration géométrique du squelette référencé par rapport à la ligne de gravité	89
5.3.3	Comparaison du groupe « Asymptomatiques » avec la littérature .	92
5.3.4	Corridor de normalité associés à la position de CAM par rapport à HA.	94
5.4	Discussion	94
5.4.1	Comparaison du groupe « Asymptomatiques » avec la littérature .	94
5.4.2	Intérêt des conduits auditifs pour l'analyse posturale	96
5.4.3	Intérêt d'une analyse 3D de l'équilibre postural	97
5.5	Conclusion et perspectives	98
 II Planification d'ostéotomies vertébrales		99
6	Analyse de l'équilibre postural avant et après ostéotomies	103
6.1	Introduction	103
6.2	Matériel et méthodes	103
6.2.1	Patients	103
6.2.2	Modèles 3D personnalisés et paramètres calculés	103
6.2.3	Modélisation du mécanisme d'orientation du bassin	104
6.2.4	Analyse de la position de la tête	105
6.3	Résultats	106
6.3.1	Évaluation des modèles statistiques	106
6.3.2	Position de CAM par rapport à HA.	108
6.4	Discussion	111
6.4.1	Limites des modèles proposés dans le cadre de la prédiction de la posture après ostéotomie	111
6.4.2	Analyse de l'équilibre préopératoire	112
6.4.3	Analyse de l'équilibre des patients opérés	113
6.4.4	Hypothèse de régulation pelvienne	113
6.4.5	Application à la planification des ostéotomies	114
6.5	Conclusion et perspectives	115
7	Planification chirurgicale	117
7.1	Introduction	117
7.2	Matériel et méthodes	117
7.2.1	Méthode de planification des ostéotomies	117
7.2.2	Modélisation tridimensionnelle personnalisée	118
7.2.3	Initialisation : recherche de la correction optimale	118
7.2.4	Simulation du geste chirurgical	120
7.2.5	Analyse critique de la simulation	122
7.2.6	Caractérisation des gestes à effectuer et intervention	123
7.2.7	Évaluation de la méthode	124

7.3	Résultats	125
7.3.1	Un exemple de planification chirurgicale	125
7.3.2	Aptitude de la simulation à anticiper la posture postopératoire . .	125
7.3.3	Analyse du résultat radiographique des interventions	129
7.4	Discussion	130
7.4.1	Comparaison avec l'état de l'art	130
7.4.2	Intérêt et limites de l'approche	131
7.4.3	Aptitude de la simulation à anticiper la posture postopératoire . .	131
7.4.4	Analyse de l'équilibre des patients opérés	132
7.4.5	Perspectives d'améliorations des méthodes de simulations	132
7.5	Conclusion	134
 Conclusion générale		135
 Table des matières		137
 Liste des figures		143
 Liste des tableaux		153
 Publications associées		155
 Références bibliographiques		156
 III ANNEXES		I
 A Calcul des paramètres cliniques		III
	Introduction	III
A.1	Repères de calculs	III
A.1.1	Repère Cabine (ou repère EOS)	III
A.1.2	Repère Patient	IV
A.1.3	Repère gravitaire	V
A.2	Repères des segments osseux	V
A.2.1	Repère tête	V
A.2.2	Repère local vertèbre	V
A.2.3	Repères du bassin	VI
A.3	Description de l'équilibre global	VII
A.3.1	Gîtes	VII
A.3.2	Inclinaisons	VII
A.4	Description de la courbure scoliothique	VIII
A.4.1	Angle de Cobb	VIII

A.4.2	Angle de Cobb 3D	VIII
A.4.3	Angle Ferguson 3D	IX
A.4.4	Orientation des vertèbres	IX
B	Conception et qualification d'une plate-forme de force pour la mesure de la ligne de gravité	XI
B.1	Introduction	XI
B.2	Analyse des travaux antérieurs	XI
B.2.1	Conception du prototype	XI
B.2.2	Qualification de la plate-forme de mesure	XIII
B.3	Conception du prototype	XIV
B.3.1	Calibrage du prototype	XV
B.3.2	Qualification du prototype	XVII
B.4	Qualification de la plate-forme de force	XVIII
B.4.1	Cartographie de la précision de mesure à l'aide d'une table à règles	XVIII
B.4.2	Influence du fonctionnement de l'appareil EOS™ sur la mesure du centre des pressions	XX
B.4.3	Évaluation de la précision de mesure à l'aide du système EOS	XXI
B.5	Résumé et conclusion	XXII
C	Relations entre paramètres posturaux	XXIII
	Introduction	XXIII
C.1	Paramètres utilisés dans les équations	XXIV
C.2	Équations de régressions	XXIV
C.2.1	[Legaye <i>et coll.</i> , 1998]	XXIV
C.2.2	[Vialle <i>et coll.</i> , 2005]	XXV
C.2.3	[Boulay <i>et coll.</i> , 2006]	XXV
C.2.4	[Gille, 2006]	XXVI
C.2.5	[Mac-Thiong <i>et coll.</i> , 2007]	XXVI
C.2.6	[Tanguay <i>et coll.</i> , 2007]	XXVI
C.2.7	[Lafage <i>et coll.</i> , 2011]	XXVII
D	Ostéotomies vertébrales	XXIX
	Introduction	XXIX
D.1	Techniques chirurgicales, modélisation et caractérisation du geste d'ostéotomie	XXIX
D.1.1	Ostéotomies postérieures multiples	XXX
D.1.2	Ostéotomie transpédiculaire	XXXI
D.1.3	Résection de la colonne vertébrale	XXXIV
D.2	Planification chirurgicale : définition de la correction	XXXVI
D.2.1	[Jacotot, 1999]	XXXVI
D.2.2	[Pigge <i>et coll.</i> , 2008]	XXXVII
D.2.3	[Rose <i>et coll.</i> , 2009]	XXXVII
D.2.4	[Smith <i>et coll.</i> , 2010]	XXXVII
D.2.5	[Aurouer <i>et coll.</i> , 2009] et [Lafage <i>et coll.</i> , 2011]	XXXVIII

Liste des figures

1.1	Plans anatomiques de référence, d'après "YMrabet" [2008].	6
1.2	Directions anatomiques de référence, d'après "YMrabet" [2008].	6
1.3	Squelette humain de face et de dos, d'après "LadyofHats" [2007].	7
	a Division anatomique entre squelette axial et appendiculaire.	7
	b Squelette considéré pour l'étude de l'équilibre postural.	7
1.4	Vues frontale et latérale du crâne, d'après Vidal [2006]	8
1.5	Vues sagittale et frontale du rachis, d'après Vidal [2006].	9
1.6	Vertèbre thoracique, d'après Vidal [2006]. Les deux vues permettent de distinguer le corps vertébral de l'arc postérieur.	9
	a Vue craniale.	9
	b Vue sagittale.	9
1.7	Vue de la structure ligamentaire antérieure liant les vertèbres thoraciques, d'après Gray [1918].	10
1.8	Os du bassin, d'après Vidal [2006].	11
	a Vue antérieure de l'os coxal, du sacrum et du coccyx.	11
	b Vue sagittale de l'os coxal.	11
1.9	Squelette du membre inférieur.	12
	a Vue postérieure, d'après "LadyofHats" [2007].	12
	b Vues antérolatérale et postérolatérales, d'après [Cheselden, 1733].	12
1.10	Articulation du genou, schéma établi d'après Gray [1918].	12
1.11	Illustration du concept de cône d'économie [Dubousset, 1994].	14
1.12	Scolioses idiopathiques et dégénératives.	15
	a Radiographies EOS™ frontales et latérales et modélisations 3D d'une scoliose idiopathique.	15
	b Photographies cliniques d'une patiente avec une scoliose dégénérative. Image JM Vital.	15
1.13	Patients souffrant de déformations sagittales du rachis.	16
	a Radiographie et modèle 3D d'une hypercyphose globale	16
	b Photographie, radiographie et modèle 3D d'un dos plat postopératoire avant reprise chirurgicale (maladie de Parkinson opérée). Image I. Obeid.	16
1.14	Radiographie latérale et modèle 3D du rachis d'un patient ayant un spondylolisthésis	18
2.1	Définition des courbures rachidiennes « à niveaux prédéfinis » et « à niveaux définis en fonction de la courbure » dans le plan sagittal.	22

a	Gangnet <i>et coll.</i> [2006] : Les courbures sont mesurées à partir des plateaux vertébraux à des niveaux définis au préalable.	22
b	Stagnara <i>et coll.</i> [1982] : Cyphose et lordose sont mesurées par rapport aux plateaux de la vertèbre la plus inclinée vers l'arrière.	22
2.2	Descripteurs de la forme et de l'orientation du bassin dans le plan sagittal.	23
a	Legaye <i>et coll.</i> [1998] formalisent l'incidence pelvienne, paramètre morphologique et quantifient l'orientation du bassin à l'aide de la version pelvienne.	23
b	Alternativement, Jackson et McManus [1994] définissent l'inclinaison pelvienne, l'inclinaison sacrée ainsi que la translation sacrofémorale.	23
2.3	Paramètres décrivant l'alignement relatif des repères anatomiques.	24
a	<i>SVA</i> , d'après Gelb <i>et coll.</i> [1995] et <i>gîte T9</i> , d'après Duval-Beaupère et Legaye [2004].	24
b	Offset <i>CAM-HA</i> , d'après Gangnet <i>et coll.</i> [2003] et <i>Inclinaison globale</i> , d'après Skalli <i>et coll.</i> [2007]	24
2.4	Classification de la configuration sagittale par Roussouly <i>et coll.</i> [2005].	29
a	Type 1.	29
b	Type 2.	29
c	Type 3.	29
d	Type 4.	29
2.5	Modèle biomécanique illustrant les efforts s'exerçant sur l'individu en position érigée.	30
a	Efforts s'exerçant sur l'individu. Définition de la <i>ligne de gravité</i> , du poids \vec{P} et de la réaction du sol \vec{R}	30
b	Chez l'asymptomatique, la réaction du sol et le poids s'annulent.	30
c	Chez le patient cliniquement « déséquilibré », le mésalignement engendre un moment de force (\vec{M}) qui doit être compensé pour maintenir l'équilibre.	30
2.6	Modèle biomécanique illustrant les efforts des compensations nécessaires pour compenser les efforts gravitaires.	31
a	Le bras de levier du poids engendre un moment de force qui doit être compensé.	31
b	Des efforts supplémentaires peuvent permettre de générer un moment de compensation et de neutraliser celui engendré par les efforts gravitaires.	31
2.7	Contraintes (de <i>von Mises</i>) subies par la vertèbre suite à l'application d'un effort au milieu et en avant du plateau supérieur [Travert <i>et coll.</i> , accepted]. Un décalage du point d'application de l'effort entraîne une augmentation des contraintes au sein du corps vertébral. Image LBM.	32
a	Effort appliqué à l'aplomb du centre du corps vertébral.	32
b	Effort appliqué 1 cm en avant du centre du plateau supérieur.	32
2.8	Analyse barycentremétrique et définition de la <i>gîte T9</i> d'après Duval-Beaupère et Legaye [2004].	33
2.9	Analyse barycentremétrique à partir de stéréoradiographies et calculs des moments de flexion exercés sur chaque étage vertébral [Pokorski, 2007].	34

a	Les centres de masses élémentaires peuvent être déterminés en 3D.	34
b	Le calcul des bras de leviers permet d'établir le corridor de normalité des moments de flexion induits par les forces de gravité à chaque étage vertébral (un écart type). Le moment de flexion s'annule vers L3. Le poids supporté par cette vertèbre s'exerce donc à son aplomb chez le sujet asymptotique.	34
2.10	Dispositifs et protocoles d'acquisition pour l'analyse radiographique du squelette par rapport à la ligne de gravité.	35
a	Dispositif décrit par Roussouly <i>et coll.</i> [2006b]. Le patient saisit des poignées à hauteur des épaules.	35
b	el Fegoun <i>et coll.</i> [2005] demandent au patient de poser les doigts sur les clavicules.	35
c	La cabine de stéréo-radiographie [Gangnet <i>et coll.</i> , 2003] permet au patient de saisir des poignées au niveau de la tête.	35
3.1	Schéma de la technique des ostéotomies postérieures multiples. Image d'après Aurouer <i>et coll.</i> [2009].	40
a	Préopératoire et zones réséquées	40
b	Postopératoire	40
c	Postopératoire avec utilisation de cages intersomatiques	40
3.2	Schéma de la technique de l'ostéotomie transpédiculaire. Image d'après Aurouer <i>et coll.</i> [2009].	41
a	Préopératoire et zones réséquées	41
b	Postopératoire	41
c	Préopératoire : découpe transdiscale	41
3.3	Schéma de la technique de l'ostéotomie de résection de la colonne vertébrale. La technique s'apparente à une ostéotomie transpédiculaire qui serait étendue à plusieurs niveaux.	42
a	Préopératoire et zones réséquées.	42
b	La partie supérieure du rachis est ramenée sur la partie inférieure.	42
c	Postopératoire.	42
3.4	Principe de la planification chirurgicale des ostéotomies selon Jacotot [1999].	43
a	Configuration pelvi-rachidienne préopératoire.	43
b	La version pelvienne est fixée à 12° et alpha est déterminé pour que la gîte sagittale vaille 1°	43
4.1	Situation du repère plate-forme dans le repère EOS TM	48
a	Enregistrement mesuré dans le repère plate-forme, cette dernière étant positionnée de manière inconnue dans la cabine EOS TM	48
b	L'objectif est de déterminer la transformation qui permet de passer des coordonnées en repère plateforme aux coordonnées en repère cabine.	48
4.2	Dispositif de mesure de la ligne de gravité d'un poids cylindrique.	49
4.3	Mesure de la ligne de gravité du cylindre à l'aide de la plate-forme de force et à partir des radiographies biplanes.	49
a	Relevé de la position du centre des pressions sur la plate-forme de force	49

	b	Détermination de la position de l'axe de symétrie du cylindre à partir des radiographies EOS™	49
4.4		La correspondance entre la position du poids dans le repère plate-forme et celle exprimée dans le repère EOS est connue en neuf points différents.	50
4.5		Position du repère PF dans le repère EOS en fonction de l'incidence des radiographies.	51
	a	Repère EOS lors d'une acquisition postéro-antérieure.	51
	b	Repère EOS lors d'une acquisition antéro-postérieure.	51
4.6		Quantification de la précision de localisation du neuvième point.	51
4.7		Plates-formes de forces utilisées au cours de l'étude.	52
	a	1 ^{er} prototype de plate-forme de force installée dans un socle dédié sur le sol de la cabine EOS™.	52
	b	Plate-forme de posturologie. Un socle spécifique permet également son installation dans la cabine EOS™.Image Médicapteur	52
4.8		Évaluation graphique du recalage entre la plate-forme de force et la cabine EOS™.	53
	a	Recalage montrant une inadéquation aberrante entre une cible EOS™ et un relevé plate-forme. La tolérance a été arbitrairement fixée à 2,5mm.	53
	b	Une fois le point aberrant corrigé, la transformation de recalage permet une adéquation optimale entre les mesures EOS™ et plate-forme.	53
4.9		Interprétations de la position « clavicule » dans la littérature	57
	a	Faro <i>et coll.</i> [2004]	57
	b	Horton <i>et coll.</i> [2005]	57
4.10		Volontaire de profil adoptant la position « clavicule » puis la position « malaire ». Volontaire en position « malaire » dans la cabine EOS™. Une plate-forme de force située sous les pieds du volontaire permet l'acquisition de la ligne de gravité	58
4.11		Reconstructions 3D des conduits auditifs, du rachis, du bassin et des fémurs d'un patient à partir d'images EOS™ dans les deux positions.	59
	a	Position « clavicule »	59
	b	Position « malaire »	59
4.12		La représentation posturale 3D simplifiée associée à la reconstruction permet l'analyse qualitative de l'équilibre. En masquant la géométrie des vertèbres, cette représentation permet de visualiser plus rapidement l'information pertinente.	61
	a	Fusion de la ligne de gravité dans la reconstruction EOS™	61
	b	Calcul de la représentation simplifiée	61
	c	Vues frontale, sagittale et cranio-caudale (vue de dessus) montrant les marqueurs représentés	61
4.13		Grandeurs affichées dans le diagramme de Tukey [1977] (« boîte à moustache »).	62
4.14		Visibilité des murs et plateaux de C7 et T1 évaluée par deux opérateurs	63

4.15	Représentations 3D simplifiées illustrant la reconfiguration posturale de chaque patient. La vue de dessus permet l'analyse directe dans les directions postéro-antérieure et médio-latérale.	64
a	La position « malaire » (orange clair) induit une inclinaison antéro-postérieure	64
b	Le changement de position n'affecte pas le patient	64
c	La position « malaire » induit une inclinaison et un déplacement postéro-antérieur de la ligne de gravité.	64
4.16	Déplacement des repères par rapport à <i>HA</i> lorsque le patient passe de la position « clavicule » à la position « malaire ». Les croix marquent les outliers situés à plus de 150% de la distance interquartile (intervalle de confiance à 99%).	66
a	Déplacement coronal	66
b	Déplacement sagittal	66
4.17	Détails de radiographies latérales au niveau de la jonction cervico-thoracique dans un cas où le positionnement des doigts compromet la visibilité. L'assimilation correcte du positionnement par le patient peut permettre d'éviter la superposition des doigts dans la position « clavicule » ou l'extension de l'épaule dans la position « malaire ».	68
a	Position « clavicule »	68
b	Position « malaire »	68
4.18	Clichés stéréo-radiographiques EOS™ préopératoires et postopératoires acquis selon les procédures standardisées des deux institutions	72
a	Consigne sur le site 1	72
b	Consigne sur le site 2	72
4.19	Dispersion de l'écart type de mesure des paramètres dont l'incertitude est significativement influencée par l'état du patient (« PréOP » ou « PostOP »).	76
4.20	Dispersion de l'écart type de mesure de la version pelvienne en fonction du site de provenance des patients.	76
4.21	Dispersion de l'écart type de mesure de la rotation vertébrale axiale en fonction du niveau d'expertise de l'opérateur. La différence de variance de répétabilité n'est pas significative dans ce cas ($p = 0,055$).	77
5.1	Volontaire avant stéréo-radiographie en position standardisée.	84
5.2	Stéréo-radiographies en position debout et modèles 3D associés	85
a	Volontaire asymptomatique	85
b	Patient	85
5.3	Quantification tridimensionnelle de la position des repères par rapport à la ligne de gravité	86
a	Définition du plan transverse au repère T1	86
b	Analyse des repères dans le plan transverse	86
c	Définition des offsets postéro-antérieur et médio-latéral ainsi que de la distance 3D	86

5.4	La position du milieu des conduits auditifs (CAM) par rapport à la ligne de gravité est marquée pour chaque patient du groupe « Déformations Sagittales » et pour les volontaires du groupe « Asymptomatiques ». Un modèle elliptique facilite la visualisation de la distribution transversales de ce repère pour chacun des groupes.	88
5.5	Offset médiolatéral des repères à la ligne de gravité (GL). Les corridors représentent la moyenne et l'écart type pour chaque groupe. Les valeurs sont positives lorsque le repère est à gauche de GL.	89
5.6	Offset postéro-antérieur des repères à la ligne de gravité (GL). Les corridors représentent la moyenne et l'écart type pour chaque groupe. Les valeurs sont positives lorsque le repère est en avant de GL.	90
5.7	Corrélation entre l'offset postero-antérieur du milieu des conduits auditifs (CAM) par rapport à la ligne de gravité (GL), et la <i>gîte CAM-HA</i> , définie par l'inclinaison de l'axe reliant CAM à HA.	91
5.8	Distance 3D des repères à la ligne de gravité (GL). Les corridors représentent la moyenne et l'écart type pour chaque groupe.	92
5.9	Distribution dans le plan transverse des marqueurs anatomiques par rapport à la ligne de gravité. Les données mesurées sur chaque volontaire ou patient ont été regroupées en utilisant un modèle elliptique.	93
	a Position de CAM / GL	93
	b Position de T1 / GL	93
	c Position de T4 / GL	93
	d Position de T9 / GL	93
	e Position de L3 / GL	93
	f Position de HA / GL	93
5.10	Corridors de normalité de la configuration du squelette par rapport à la ligne de gravité. Comparaison des valeurs des cohortes asymptomatiques publiées dans la littérature avec les valeurs déterminées dans cette étude	95
	a Offset postéro-antérieur (plan sagittal)	95
	b Offset médio-latéral (plan coronal)	95
	c Distance 3D (plan transverse)	95
5.11	Corridors associés à la position relative de CAM par rapport à HA chez le sujet asymptomatique ($n = 23$).	96
	a Distribution de la <i>gîte CAM-HA</i>	96
	b Position de CAM par rapport à HA dans le plan transverse et corridors associés dans les plans transverse, frontal et sagittal.	96
5.12	Planification de la correction du déséquilibre postural.	101
	a Les déséquilibres posturaux sévères sont caractérisés par une inclinaison du tronc vers l'avant et une rétroversion pelvienne importante.	101
	b La correction doit restaurer l'alignement sagittal en tenant compte de la réorientation du bassin.	101
6.1	Sélection de la vertèbre transitionnelle, siège de l'inversion de courbure thoraco-lombaire dans le plan sagittal patient	104
6.2	Sélection des vertèbres transitionnelles, sièges des inversions de courbure dans le plan sagittal patient	106

a	Dans 14 cas (préopératoires), le patient ne présente pas de vertèbre transitionnelle.	106
b	Dans 3 cas (1 préopératoire, 1 postopératoire et 1 suivi à moyen terme), le patient présente de multiples vertèbres transitionnelles.	106
6.3	Comparaison entre la version pelvienne mesurée sur les examens en préopératoires, postopératoires et à moyen terme et la valeur prédite par les cinq modèles statistiques.	107
6.4	Représentations posturales simplifiées des patients dont les modèles « A » et « B » ne parviennent pas à modéliser la stratégie posturale.	108
a	Le modèle « A » mésestime la version pelvienne de ce patient en préopératoire.	108
b	Le modèle « A » mésestime la version pelvienne de cette patiente dans les trois cas. Le modèle « B » ne montre de valeur aberrante que pour le suivi à moyen terme.	108
6.5	Représentations posturales simplifiées des cas limites des modèles « C » et « C corrigé ».	109
a	La version pelvienne est sous-évaluée par le modèle « C » sur l'examen postopératoire et le suivi à moyen terme de cette patiente.	109
b	La version pelvienne est sur-évaluée par le modèle « C corrigé » sur l'examen postopératoire cette autre patiente.	109
6.6	Représentations posturales simplifiées et radiographies sagittales avant reprise chirurgicale des patients dont les modèles « D » et « E » ne parviennent pas à modéliser la stratégie posturale.	109
6.7	Position relative de la tête (CAM) par rapport aux têtes fémorales (HA), en préopératoire, postopératoire et à moyen terme.	110
a	Gite sagittale CAM-HA.	110
b	Décalage de CAM par rapport à l'aplomb de HA.	110
6.8	Comparaison entre la version pelvienne mesurée sur les examen et la valeur prédite par les cinq modèles statistiques corrigés en observant la position de CAM par rapport à HA.	111
6.9	Analyse de la reprise de cyphose thoracique suite à une modification chirurgicale de la courbure lombaire. Chaque trait lie la différence observée en postopératoire à celle observée à moyen terme pour un même patient.	112
7.1	Procédure de planification et de simulation des ostéotomies vertébrales lombaires.	119
7.2	Modélisation d'une ostéotomie transpédiculaire.	120
a	L'opérateur indique deux plans de coupes sur le modèle préopératoire.	120
b	Un axe est défini à l'intersection des deux plans de coupe.	120
c	Une rotation modélise la fermeture.	120
7.3	Corridor de normalité de la relation entre version pelvienne et incidence à partir des données de Vialle <i>et coll.</i> [2005]. La situation normale est définie à ± 1 écart -type et la situation subnormale à ± 2 écarts-types.	122
7.4	Caractérisation de la planification d'ostéotomie trans-pédiculaire.	123
a	L'orientation des plans de coupes est quantifiée en projetant les normales aux plans de coupes dans le repère local.	123

b	Le plan de coupe est caractérisé par rapport à chaque pédicule. La hauteur de résection à droite et à gauche permet au chirurgien de reproduire la découpe planifiée.	123
7.5	Mise en oeuvre de la simulation d'ostéotomie pour la planification de l'intervention d'un patient et comparaison au résultat postopératoire. . .	126
a	Planification chirurgicale : définition du geste et simulation de la géométrie locale.	126
b	Simulation de la posture postopératoire. Comparaison avec le résultat réel.	126
7.6	Représentation graphique comparative simplifiée du résultat planifié et de l'examen postopératoire. Les planifications en bleu foncé sont celles pour lesquelles le modèle <i>non corrigé</i> indiquait une gîte CAM-HA en dehors du corridor de normalité.	127
7.7	Représentation graphique comparative simplifiée de la posture préopératoire et postopératoire.	129
7.8	Analyse de l'évolution de la version pelvienne entre le pré- et le postopératoire en regard de son corridor de normalité déterminé en fonction de l'incidence. Les traits lient les examens préopératoire et postopératoires du même patient.	130
A.1	Définition du repère patient à partir de la géométrie du bassin.	IV
a	Définition des centres acétabulaires et de l'origine <i>HA</i> du repère. . .	IV
b	Le plan frontal et la direction postéro-antérieure $\vec{V}x$ sont définis à partir des centres acétabulaires et de la verticale.	IV
c	La direction médiolatérale $\vec{V}z$ est définie perpendiculairement à la direction postéro-antérieure $\vec{V}x$ et la verticale $\vec{V}z$	IV
A.2	Définition du centre de l' <i>acetabulum</i> à partir de la géométrie du bassin . .	V
a	Régionalisation du modèle de bassin v1 [Baudoin <i>et coll.</i> , 2006]. Image LBM	V
b	Régionalisation du modèle de bassin v2 (Lukas Vancura – non publié). Image LBM	V
B.1	Prototypes de plates-formes développés au laboratoire de biomécanique. .	XII
a	Prototype de Carroubourg et Colette [2005]	XII
b	Étage d'alimentation de la plateforme et d'amplification du signal. Cette carte est commune aux deux prototypes.	XII
c	Prototype de Duflos et Pokorski [2007]. Cette conception sera reprise dans les travaux de cette thèse.	XII
B.2	Méthodes de calibration permettant le calcul du centre des pressions. . .	XIII
a	Dispositif d'étalonnage individuel de chaque capteur. Ce système permet d'appliquer un effort axial pur sur le capteur. D'après Carroubourg et Colette [2005].	XIII
b	Estimation de la géométrie de la plate-forme par stéréo-radiographie. Les coordonnées des points stéréo-correspondants permettent d'estimer la position des capteurs les uns par rapport aux autres. D'après Duflos et Pokorski [2007].	XIII

B.3	Applicatif de traitement du signal permettant la mesure du centre des pressions.	XIV
B.4	Prototype de mesure du centre des pressions installé sur le site du service de radiologie du CHU de Bordeaux.	XV
a	Plate-forme installée dans la cabine EOS™. Le socle améliore l'intégration visuelle de la plate-forme et évite à cette dernière d'être déplacée par inadvertance. Le prototype est alimenté par une simple pile alcaline qui se substitue à l'ensemble de l'électronique d'alimentation et amplification.	XV
b	L'applicatif de traitement du signal a été simplifié pour permettre la mesure et la sauvegarde du centre des pressions de manière automatisée.	XV
B.5	Détermination de la caractéristique de chaque capteur. Pour faciliter la lecture, seule la régression linéaire associée au premier capteur est affichée.	XVI
B.6	Installation de la plate-forme de posturologie sur la table à règles.	XVIII
a	Des cales permettent d'assurer un contact ponctuel avec la table à règle et évitent que le plot de sécurité (à gauche) n'entre en contact avec la table.	XVIII
b	Chaque capteur est réglé afin que la plate-forme soit horizontale, ce qui est vérifié à l'aide d'un niveau à bulle.	XVIII
B.7	Zone et procédure de mesure de l'incertitude de la plate-forme de force.	XIX
a	Points de mesure de l'incertitude.	XIX
b	La position de table à règles est relevée lorsque la plateforme entre en contact avec le pointeau.	XIX
B.8	Incertaince de mesure associée à la localisation du centre des pressions par la plate-forme de force. La transformation de recalage est estimée à partir des points inclus dans un cercle de 5cm de rayon centré sur la plate-forme.	XX
a	Erreur sur chaque point de mesure	XX
b	Interpolation linéaire de l'incertaince de mesure	XX
c	Isocontours de l'incertaince de mesure	XX
B.9	Mesure du centre des pressions avant(bleu) et pendant(rouge) l'acquisition EOS™. La variation peut atteindre 2 mm.	XXI
D.1	Schéma de la technique des ostéotomies postérieures multiples : les processus articulaires et épineux sont en partie réséqués. L'utilisation de cages intersomatiques peut permettre de limiter l'affaissement intersomatique et augmenter l'angle de correction. Image d'après Aurouer <i>et coll.</i> [2009].	XXX
a	Préopératoire et zones réséquées	XXX
b	Postopératoire	XXX
c	Postopératoire avec utilisation de cages intersomatiques	XXX
D.2	Modélisation d'ostéotomies postérieures sur deux niveaux d'un segment de rachis lombaire.	XXXI
a	Création d'un repère local pour chaque vertèbre du modèle tridimensionnel personnalisé de l'examen préopératoire. La rotation intervertébrale sagittale (RIS) peut alors être mesurée.	XXXI

b	Modèle préopératoire et modèle simulé. Une rotation est appliquée aux vertèbres sur lesquelles est effectuée l'ostéotomie. Le geste est uniquement caractérisé par le gain de courbure estimé pour chaque niveau.	XXXI
D.3	Schéma de la technique de l'ostéotomie transpédiculaire : l'arc postérieur ainsi que le corps vertébral sont en partie réséqués. L'utilisation de cages intersomatiques peut permettre de limiter l'affaissement intersomatique et augmenter l'angle de correction. Image d'après Aurouer <i>et coll.</i> [2009].	XXXII
a	Préopératoire et zones réséquées	XXXII
b	Postopératoire	XXXII
c	Postopératoire avec utilisation de cages intersomatiques	XXXII
D.4	Quelques techniques d'ostéotomies transpédiculaire permettant de maximiser la correction potentielle.	XXXIII
a	Ostéotomie transpédiculaire conventionnelle	XXXIII
b	Découpe transdiscale	XXXIII
c	Découpe en « Y »	XXXIII
D.5	Modélisation d'une ostéotomie transpédiculaire.	XXXIII
a	L'opérateur indique deux plans de coupe sur le modèle préopératoire.	XXXIII
b	Un axe est défini à l'intersection des deux plans de coupe.	XXXIII
c	Une rotation modélise la fermeture.	XXXIII
D.6	Caractérisation de la planification d'une ostéotomie transpédiculaire. . .	XXXIV
a	La distance entre le plan de coupe et chaque pédicule caractérise la découpe planifiée.	XXXIV
b	L'orientation des plans de coupe est quantifiée en projetant les normales aux plans de coupe dans le repère local.	XXXIV
D.7	Schéma de la technique de l'ostéotomie de résection de la colonne vertébrale. La technique s'apparente à une ostéotomie transpédiculaire qui serait étendue à plusieurs niveaux.	XXXV
a	Préopératoire et zones réséquées.	XXXV
b	Postopératoire.	XXXV
D.8	Modélisation d'une résection de la colonne vertébrale. La modélisation reprend celle de l'ostéotomie transpédiculaire mais la fermeture est réalisée différemment.	XXXVI
a	L'opérateur indique deux plans de coupe sur le modèle préopératoire.	XXXVI
b	Un repère est calculé pour chaque plan de coupe à partir du repère local de la vertèbre intersectée.	XXXVI
c	La matrice de passage du repère du plan de coupe supérieur au repère du plan inférieur caractérise transformation de fermeture. . .	XXXVI

Liste des tableaux

2.1	Valeurs des paramètres posturaux sagittaux chez le sujet sain.	25
2.2	Coefficients de corrélations (<i>Pearson</i>) entre descripteurs de l'équilibre pelvi-rachidien chez le sujet asymptomatique.	27
2.3	Efforts exercés sur les disques lombaires pour différentes orientations du tronc. Le modèle est paramétré pour un adulte de 70kg portant une charge de 45kg [Templier, 1998].	32
2.4	Position relative de certains repères anatomiques par rapport à la ligne de gravité dans le plan sagittal. Une valeur positive indique que le repère est situé en avant de la ligne de gravité.	36
2.5	Position relative de certains repères anatomiques par rapport à la ligne de gravité dans le plan coronal. Une valeur positive indique que le repère est situé à gauche de la ligne de gravité.	37
4.1	Estimation de l'erreur de recalage obtenue à l'aide d'une méthode « <i>leave-one out</i> ». Acquisitions effectuées le 01 déc. 2009.	54
	a Erreur de recalage pour chaque point de mesure. L'erreur des offsets est marquée positive lorsque la position déterminée par stéréoradiographie est en avant ou à gauche du relevé plateforme.	54
	b Quantification de l'incertitude de mesure pour une procédure de recalage donnée. Le rayon traduit l'incertitude de positionnement d'un point donné à l'issue de la méthode.	54
4.2	Contrôle de la position relative de la plate forme dans le repère EOS™. Le rayon d'incertitude est reporté pour chaque recalage.	55
	a Contrôles de position du premier prototype	55
	b Contrôles de position de la plateforme de posturologie	55
4.3	Influence du changement de position sur les paramètres cliniques de l'équilibre postural. * signale une différence significative du paramètre entre les deux positions (T-test sur échantillon apparié avec un seuil de significativité de 5%)	65
4.4	Distribution des patients : analyse croisée des courbures principales préopératoires et des sites de prise en charge.	71
4.5	Reproductibilité interopérateur des modèles à partir des clichés pré- et postopératoires. * indique une différence significative entre la répétabilité des examens préopératoire et postopératoires	75
4.6	Temps de modélisation à partir des clichés pré- et postopératoires, en fonction du service de provenance.	77

4.7	Etude comparative des valeurs de reproductibilité aux incertitudes évaluées dans les études précédentes.	79
a	Incertitude évaluée sur des scolioses sévères à l'aide de la méthode de Glüer <i>et coll.</i> [1995].	79
b	Incertitude évaluée sur des scolioses sévères et modérées à l'aide de la méthode de Nodé-Langlois [2003].	79
7.1	Valeurs planifiées et postopératoires de la lordose lombaire, la version pelvienne et la gîte CAM-HA.	128

Publications associées

Publications dans les revues internationales avec comité de lecture

- J.-S. STEFFEN, I. OBEID, N. AUROUER, O. HAUGER, J.-M. VITAL, J. DUBOUSSET et W. SKALLI : 3d postural balance with regard to gravity line: an evaluation in the transversal plane on 93 patients and 23 asymptomatic volunteers. *European Spine Journal*, 19(5):760–767, May 2010b
- B. ILHARREBORDE, J. S. STEFFEN, E. NECTOUX, J. M. VITAL, K. MAZDA, W. SKALLI et I. OBEID : Angle measurement reproducibility using eos 3d reconstructions in adolescent idiopathic scoliosis treated by posterior instrumentation. *Spine (Phila Pa 1976)*, Jun 2011c. URL <http://dx.doi.org/10.1097/BRS.0b013e3182293548>

Soumissions en cours dans les revues internationales avec comité de lecture

- J.-S. STEFFEN, P. GUERIN, I. OBEID, J.-M. VITAL, O. GILLE, O. HAUGER, J. DUBOUSSET et W. SKALLI : 3d analysis of balance in standing position, a variation from the srs 'free standing position'
- L. HUMBERT, J.-S. STEFFEN, R. VIALLE, J. DUBOUSSET, J.-M. VITAL et W. SKALLI : 3d analysis of congenital scoliosis with hemivertebrae using biplanar radiography: a feasibility study

Communications internationales avec actes

- J.-S. STEFFEN, J.-M. VITAL, O. HAUGER, J. DUBOUSSET et W. SKALLI : Interest in assessing 3d postural balance with respect to gravity line. *In 44th annual Congress of the Scoliosis Research Society, San Antonio, September 23-26, 2009a*
- J.-S. STEFFEN, J.-M. VITAL, O. HAUGER, J. DUBOUSSET et W. SKALLI : Interest in assessing 3d postural balance with respect to gravity line. *In 16th International Meeting on Advanced Spinal Techniques, Vienna, Vienna, Austria, July 2009b*. SRS : Scoliosis Research Society - Medical Education Resources
- J.-S. STEFFEN, L. HUMBERT, R. VIALLE, J.-M. VITAL, J. DUBOUSSET et W. SKALLI : 3d analysis of congenital scoliosis and hemivertebrae. *In 17th International Mee-*

- ting on Advanced Spinal Techniques, Toronto SRS [2010]*
- J.-S. STEFFEN, J.-M. VITAL, J. DUBOUSSET et W. SKALLI : Reproducibility of 3d reconstruction from biplanar radiographs for severe scoliosis above 50°. *In 17th International Meeting on Advanced Spinal Techniques, Toronto SRS [2010]*
 - J.-S. STEFFEN, I. OBEID, J.-M. VITAL, J. DUBOUSSET et W. SKALLI : Estimation of pelvic compensation and application to osteotomy planning. *In XXIIIrd Congress of the International Society of Biomechanics, Brussels, 2011a*
 - J.-S. STEFFEN, W. SKALLI, J.-M. VITAL, O. HAUGER, J. DUBOUSSET et I. OBEID : Integrated spinal osteotomy planning using estimation of post-operative balance. *In 18th International Meeting on Advanced Spinal Techniques, Copenhagen IMA [2011]*
 - J. STEFFEN, W. SKALLI, J. VITAL, O. HAUGER, J. DUBOUSSET et I. OBEID : Spinal osteotomy planning using estimation of post-operative balance. *In CAOS : International Society for Computed Assisted Orthopaedic Surgery, London, 2011c*
 - B. ILHARREBORDE, J. STEFFEN, J. VITAL, I. OBEID, K. MAZDA et W. SKALLI : Are eos 3d reconstructions reliable in adolescent idiopathic scoliosis treated by posterior instrumentation? *In EPOS, Basel, 2011a*
 - B. ILHARREBORDE, J. STEFFEN, J. VITAL, I. OBEID, K. MAZDA et W. SKALLI : Eos 3d reconstructions in the management of ais. *In 18th International Meeting on Advanced Spinal Techniques, Copenhagen IMA [2011]*

Communications nationales avec actes

- J.-S. STEFFEN, L. HUMBERT, J. DUBOUSSET, R. VIALLE et W. SKALLI : Patient specific modelling of the spine with congenital malformation: a preliminary study. *In C. M. in BIOMECHANICS et B. ENGINEERING, éditeurs : 33e Congrès de la Societe de Biomecanique, volume 11, Compiègne, France, September 2008*

Conférences invités

- J.-M. VITAL, J.-S. STEFFEN, O. GILLE, I. OBEID, N. AUROUER et J.-C. LE HUEC : EOS : équilibre sagittal et équilibre compensé. *In 83e Congrès annuel de la SOFCOT - Journée des spécialités (SFCR), Paris, France, 2008*
- J.-M. VITAL, J. GONZALEZ, I. OBEID, O. GILLE, W. SKALLI et J.-S. STEFFEN : Calculo pre operatorio en osteotomias lumbares. *In XI Congreso Sociedad Ibero Latinoamericana de Columna, SILACO, Buenos Aeres, October 2011*

Références bibliographiques

- 18th International Meeting on Advanced Spinal Techniques*, Copenhagen (Denmark), 2011.
- D. ALTMAN et J. BLAND : Measurement in medicine : The analysis of method comparison studies. *Journal of the Royal Statistical Society. Series D (The Statistician)*, 32 (3):307–317, 1983. ISSN 00390526.
- Y. AOTA, T. SAITO, M. UESUGI, K. ISHIDA, K. SHINODA et K. MIZUMA : Does the fists-on-clavicles position represent a functional standing position? *Spine (Phila Pa 1976)*, 34(8):808–812, Apr 2009.
- N. AUROUER, I. OBEID, O. GILLE, V. POINTILLART et J.-M. VITAL : Computerized preoperative planning for correction of sagittal deformity of the spine. *Surgical and Radiologic Anatomy*, Jul 2009.
- C. BARREY, J. JUND, O. NOSEDA et P. ROUSSOULY : Sagittal balance of the pelvis-spine complex and lumbar degenerative diseases. a comparative study about 85 cases. *European Spine Journal*, 16(9):1459–1467, 2007a.
- C. BARREY, J. JUND, G. PERRIN et P. ROUSSOULY : Spinopelvic alignment of patients with degenerative spondylolisthesis. *Neurosurgery*, 61(5):981–986, 2007b.
- A. BAUDOIN, W. SKALLI et D. MITTON : An accurate pelvis axis sytem using a low dose x-ray device. In *6th annual meeting of Computer Assisted Orthopaedic Surgery (CAOS)*, Montreal, Canada, June 2006.
- A. BAUDOIN, W. SKALLI et D. MITTON : Parametric subject-specific model for in vivo 3d reconstruction using bi-planar x-rays : Application to the upper femoral extremity. In I.S.B., éditeur : *XXI Congress, International Society of Biomechanics*, Taipei, Taiwan, 1-5 July, 2007. *Journal of Biomechanics*.
- A. BAUDOIN : *[Pre and post operative analysis of the hip using 3D reconstructions from biplanar low dose X-rays] Analyse en pre et post operatoire de l'articulation de la hanche a l'aide de reconstructions 3d issues de radiographies biplanaires basse dose*. Thèse de doctorat, Ecole Arts et Metiers ParisTech, 2007.
- E. BERTHONNAUD, J. DIMNET, P. ROUSSOULY et H. LABELLE : Analysis of the sagittal balance of the spine and pelvis using shape and orientation parameters. *Journal of Spinal Disorders and Techniques*, 18(1):40–47, 2005a.

- E. BERTHONNAUD, H. LABELLE, P. ROUSSOULY, G. GRIMARD, G. VAZ et J. DIMNET : A variability study of computerized sagittal spinopelvic radiologic measurements of trunk balance. *Journal of Spinal Disorders and Techniques*, 18(1):66–71, 2005b.
- J. M. BLAND et D. G. ALTMAN : Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet*, 1(8476):307–310, Feb 1986.
- C. BOULAY, C. TARDIEU, J. HECQUET, C. BENAÏM, B. MOUILLESEAUX, C. MARTY, D. PRAT-PRADAL, J. LEGAYE, G. DUVAL-BEAUPÈRE et J. PELISSIER : Sagittal alignment of spine and pelvis regulated by pelvic incidence : standard values and prediction of lordosis. *European Spine Journal*, 15(4):415–422, Apr 2006.
- A. BOURGHLI, S. AUNOBLE, O. REEBYE et J. C. LE HUEC : Correlation of clinical outcome and spinopelvic sagittal alignment after surgical treatment of low-grade isthmic spondylolisthesis. *Eur Spine J*, Aug 2011. URL <http://dx.doi.org/10.1007/s00586-011-1934-z>.
- K. H. BRIDWELL, S. J. LEWIS, L. G. LENKE, C. BALDUS et K. BLANKE : Pedicle subtraction osteotomy for the treatment of fixed sagittal imbalance. *Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 85(3):454–463, 2003.
- K. H. BRIDWELL, S. J. LEWIS, A. RINELLA, L. G. LENKE, C. BALDUS et K. BLANKE : Pedicle subtraction osteotomy for the treatment of fixed sagittal imbalance. surgical technique. *Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 86(suppl1):44–49, 2004.
- R. Y. CARLIER, A. FEYDY, J. DESPERRAMONS, L. MEHU, N. VERNHET, A. FUCHS, D. MOMPOINT, C. G. de LOUBRESSE, C. MARTY-POUMARAT et C. VALLEE : Place de l'imagerie diagnostique et therapeutique dans la prise en charge des scolioses de l'adulte. *Revue du Rhumatisme*, 71(4):309–319, avril 2004. ISSN 1169-8330.
- CARROBOURG et COLETTE : Contribution à l'analyse posturale en utilisant une plateforme de force. Mémoire de D.E.A. / MASTER 2, Ecole Nationale Supérieure d'Arts et Métiers, 2005.
- Y. CHAIBI : *Adaptation des méthodes de reconstruction 3D rapides par stéréoradiographie : modélisation du membre inférieur et calcul des indices cliniques en présence de déformation structurale*. Thèse de doctorat, Arts et Metiers ParisTech, 2010.
- S. CHAMPAIN, T. DAVID, C. MAZEL, A. MITULESCU et W. SKALLI : Long-term outcomes evaluation after pars defect repair in adult low-grade isthmic spondylolithesis. *European Journal of Orthopaedic Surgery and Traumatology*, 17(4):337–347, 2007.
- S. CHAMPAIN, V. FIERE, A. MITULESCU, P. SCHMITT et W. SKALLI : Early outcomes after alif with cage and plate in discogenic low back pain : A quantitative analysis. *European Journal of Orthopaedic Surgery and Traumatology*, 18(3):177–188, 2008.
- S. CHAMPAIN, V. POINTILLART, M. KOLECK, O. GILLE, J. M. VITAL, C. MAZEL et W. SKALLI : Relationships between clinical, biomechanical and psychosocial parameters in outcome assessment, 7 years after posterolateral lumbar fusion. *European Journal of Orthopaedic Surgery and Traumatology*, 17(6):543–552, 2006.

- S. CHAMPAIN : *Correlations entre les parametres biomecaniques du rachis et les indices cliniques pour l' analyse quantitative des pathologies du rachis lombaire et de leur traitement chirurgical*. Thèse de doctorat, Laboratoire de Biomecanique Arts et Metiers ParisTech - CNRS, 2008.
- W. CHESELDEN : *Osteographia, or The anatomy of the bones*. U.S. National Library of Medicine, 1733.
- O. A. DANISA, D. TURNER et W. J. RICHARDSON : Surgical correction of lumbar kyphotic deformity : posterior reduction "eggshell" osteotomy. *Journal of Neurosurgery*, 92(1 Suppl):50–56, Jan 2000.
- A. DELMAS : Types rachidiens de statique corporelle. *Rev Morpho-physiol Hum*, pages 27–32, 1951.
- W. DEMPSTER : Space requirements of the seated operator. geometrical, kinematic, and mechanical aspects of the body with special reference to the limbs. Technical Report WADC-TR-55-159, Wright- Patterson Air Force Base, Dayton, OH, 1955.
- F. DENIS : The three column spine and its significance in the classification of acute thoracolumbar spinal injuries. *Spine (Phila Pa 1976)*, 8(8):817–31, Nov-Dec 1983.
- S. DESCHÊNES, G. CHARRON, G. BEAUDOIN, H. LABELLE, J. DUBOIS, M.-C. MIRON et S. PARENT : Diagnostic imaging of spinal deformities : Reducing patients radiation dose with a new slot-scanning x-ray imager. *Spine*, 35(9):–, 2010. ISSN 0362-2436. URL http://journals.lww.com/spinejournal/Fulltext/2010/04200/Diagnostic_Imaging_of_Spinal_Deformities__Reducing.11.aspx.
- J. DUBOUSSET : *The Pediatric Spine : Principles and Practice*, chapitre Three-dimensional Analysis of the Scoliotic Deformity. Raven Press, Ltd., 1994.
- J. DUBOUSSET, G. CHARPAK, I. DORION, W. SKALLI, F. LAVASTE, J. A. de GUISE, G. KALIFA et S. FERREY : [a new 2d and 3d imaging approach to musculoskeletal physiology and pathology with low-dose radiation and the standing position : the eos system]. *Bulletin de l'Académie Nationale de Médecine*, 189(2):287–97 ; discussion 297–300, Feb 2005.
- J. DUBOUSSET : Treatment of spondylolysis and spondylolisthesis in children and adolescents. *Clinical Orthopaedics & Related Research*, 337:77–85, April 1997.
- J. DUFLOS et J. POKORSKI : Analyse des troubles de la posture a l'aide d'une plateforme de force. Mémoire de D.E.A. / MASTER 2, Arts et Metiers ParisTechArts et Metiers ParisTech, 2007.
- R. DUMAS, A. L. BRAS, N. CHAMPAIN, M. SAVIDAN, D. MITTON, G. KALIFA, J.-P. STEIB, J. A. de GUISE et W. SKALLI : Validation of the relative 3d orientation of vertebrae reconstructed by bi-planar radiography. *Med Eng Phys*, 26(5):415–422, Jun 2004.

- J. DURING, H. GOUDFROOIJ, W. KEESSEN, T. W. BEEKER et A. CROWE : Toward standards for posture. postural characteristics of the lower back system in normal and pathologic conditions. *Spine (Phila Pa 1976)*, 10(1):83–87, 1985.
- G. DUVAL-BEAUPÈRE : [maturation indices in the surveillance of scoliosis]. *Revue de Chirurgie Orthopedique et Reparatrice de l'Appareil Moteur*, 56(1):59–76, Jan-Feb 1970.
- G. DUVAL-BEAUPÈRE : Rib hump and supine angle as prognostic factors for mild scoliosis. *Spine (Phila Pa 1976)*, 17(1):103–7, Jan 1992.
- G. DUVAL-BEAUPÈRE, D. OVAZZA, J. TISSEAU, A. PASCAL, P. ROCHE et E. CSAKVARY : Mise au point d'un appareil de mesure de la masse des segments corporels et de son point d'application. In *INSERM. Colloque de synthèse d'action thématique*, volume 6, pages 165–176, 1975.
- G. DUVAL-BEAUPÈRE et G. ROBAIN : Visualization on full spine radiographs of the anatomical connections of the centres of the segmental body mass supported by each vertebra and measured in vivo. *International Orthopaedics*, 11(3):261–269, 1987.
- G. DUVAL-BEAUPÈRE, C. SCHMIDT et P. COSSON : A barycentremetric study of the sagittal shape of spine and pelvis : the conditions required for an economic standing position. *Annals of Biomedical Engineering*, 20(4):451–462, 1992.
- G. DUVAL-BEAUPÈRE et J. LEGAYE : Composante sagittale de la statique rachidienne. *Revue du Rhumatisme*, 71(2):105–119, février 2004. ISSN 1169-8330.
- A. b. el FEGOUN, F. SCHWAB, L. GAMEZ, N. CHAMPAIN, W. SKALLI et J.-P. FARCY : Center of gravity and radiographic posture analysis : a preliminary review of adult volunteers and adult patients affected by scoliosis. *Spine (Phila Pa 1976)*, 30(13):1535–1540, Jul 2005.
- K. ENDO, H. SUZUKI, H. TANAKA, Y. KANG et K. YAMAMOTO : Sagittal spinal alignment in patients with lumbar disc herniation. *European Spine Journal*, 19(3):435–438, Mar 2010.
- F. D. FARO, M. C. MARKS, J. PAWELEK et P. O. NEWTON : Evaluation of a functional position for lateral radiograph acquisition in adolescent idiopathic scoliosis. *Spine (Phila Pa 1976)*, 29(20):2284–2289, Oct 2004.
- N. GANGNET, V. POMERO, R. DUMAS, W. SKALLI et J.-M. VITAL : Variability of the spine and pelvis location with respect to the gravity line : a three-dimensional stereoradiographic study using a force platform. *Surgical and Radiologic Anatomy*, 25(5-6):424–433, 2003.
- N. GANGNET, R. DUMAS, V. POMERO, A. MITULESCU, W. SKALLI et J.-M. VITAL : Three-dimensional spinal and pelvic alignment in an asymptomatic population. *Spine (Phila Pa 1976)*, 31(15):E507–E512, Jul 2006.
- C. Garreau de LOUBRESSE, R. VIALLE et S. WOLFF : *Cyphoses pathologiques*, chapitre Appareil locomoteur, pages 15–869–A–10. Encycl Méd Chir, 2005.

- D. E. GELB, L. G. LENKE, K. H. BRIDWELL, K. BLANKE et K. W. MCENERY : An analysis of sagittal spinal alignment in 100 asymptomatic middle and older aged volunteers. *Spine (Phila Pa 1976)*, 20(12):1351–1358, Jun 1995.
- O. GILLE : *Outil d'évaluation de la musculature du tronc par IRM : application à l'étude de la posture et à l'étude des lésions musculaires secondaires à la chirurgie*. Thèse de doctorat, Arts et Metiers ParisTech (ENSAM), 2006.
- O. GILLE, N. CHAMPAIN, A. BENCHIKH-EL-FEGOUN, J.-M. VITAL et W. SKALLI : Reliability of 3d reconstruction of the spine of mild scoliotic patients. *Spine (Phila Pa 1976)*, 32(5):568–573, Mar 2007.
- S. D. GLASSMAN, S. BERVEN, K. BRIDWELL, W. HORTON et J. R. DIMAR : Correlation of radiographic parameters and clinical symptoms in adult scoliosis. *Spine (Phila Pa 1976)*, 30(6):682–688, Mar 2005a.
- S. D. GLASSMAN, K. BRIDWELL, J. R. DIMAR, W. HORTON, S. BERVEN et F. SCHWAB : The impact of positive sagittal balance in adult spinal deformity. *Spine (Phila Pa 1976)*, 30(18):2024–2029, Sep 2005b.
- C. C. GLÜER, G. BLAKE, Y. LU, B. A. BLUNT¹, M. JERGAS¹ et H. K. GENANT¹ : Accurate assessment of precision errors : How to measure the reproducibility of bone densitometry techniques. *Osteoporosis International*, 5:262–270, 1995. ISSN 0937-941X. 10.1007/BF01774016.
- H. GRAF, J. HECQUET et J. DUBOUSSET : [3-dimensional approach to spinal deformities. application to the study of the prognosis of pediatric scoliosis]. *Revue de Chirurgie Orthopedique et Reparatrice de l'Appareil Moteur*, 69(5):407–16, 1983.
- A. W. GRANDE, P. C. MAHER, C. J. MORGAN, O. CHOUTKA, B. C. LING, T. C. RADERSTORF, E. J. BERGER et C. KUNTZ : Vertebral column subtraction osteotomy for recurrent tethered cord syndrome in adults : a cadaveric study. *Journal of Neurosurgery : Spine*, 4(6):478–484, Jun 2006.
- H. GRAY : *Anatomy of the Human Body*. Lea & Febiger, Philadelphia, 20th ed., thoroughly rev. and re-edited by warren h. lewis édition, 1918.
- P. GUIGUI et G. MORVAN : Les troubles de la statique rachidienne de l'adulte. *Journal de Radiologie*, 83:1143–1147, 2002.
- D. S. HANSON, K. H. BRIDWELL, J. M. RHEE et L. G. LENKE : Correlation of pelvic incidence with low- and high-grade isthmic spondylolisthesis. *Spine (Phila Pa 1976)*, 27(18):2026–2029, Sep 2002.
- R. F. HEARY et C. M. BONO : Pedicle subtraction osteotomy in the treatment of chronic, posttraumatic kyphotic deformity. *Journal of Neurosurgery : Spine*, 5(1):1–8, Jul 2006.
- G. HISLEUR : Determination de la taille de l'échantillon dans un test student. *Revue de Statistique Appliquée*, 17(1):69–77, 1969.

- W. C. HORTON, C. W. BROWN, K. H. BRIDWELL, S. D. GLASSMAN, S.-I. SUK et C. W. CHA : Is there an optimal patient stance for obtaining a lateral 36" radiograph? a critical comparison of three techniques. *Spine (Phila Pa 1976)*, 30(4):427–433, Feb 2005.
- I. HOVORKA, P. ROUSSEAU, N. BRONSARD, M. CHALALI, M. JULIA, M. CARLES, N. AMORETTI et P. BOILEAU : Mesure de la reserve d'extension de la hanche en relation avec le rachis. etude comparative de deux methodes radiologiques. *Revue de Chirurgie Orthopedique et Reparatrice de l'Appareil Moteur*, 94(8):771–776, décembre 2008. ISSN 0035-1040.
- L. HUMBERT, J. A. de GUISE, B. AUBERT, B. GODBOUT et W. SKALLI : 3d reconstruction of the spine from biplanar x-rays using parametric models based on transversal and longitudinal inferences. *Med Eng Phys*, 31(6):681–687, Jul 2009.
- L. HUMBERT : *Contribution a l'automatisation du traitement des radiographies du système osteoarticulaire pour la modelisation geometrique et l'analyse clinique*. Thèse de doctorat, Ecole Arts et Metiers ParisTech, 2008.
- L. HUMBERT, H. CARLIOZ, A. BAUDOIN, W. SKALLI et D. MITTON : 3d evaluation of the acetabular coverage assessed by biplanar x-rays or single anteroposterior x-ray compared with ct-scan. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 11(3):257–262, Jun 2008.
- L. HUMBERT, J.-S. STEFFEN, R. VIALLE, J. DUBOUSSET, J.-M. VITAL et W. SKALLI : 3d analysis of congenital scoliosis with hemivertebrae using biplanar radiography : a feasibility study.
- B. ILHARREBORDE, J. STEFFEN, J. VITAL, I. OBEID, K. MAZDA et W. SKALLI : Are eos 3d reconstructions reliable in adolescent idiopathic scoliosis treated by posterior instrumentation? *In EPOS, Basel*, 2011a.
- B. ILHARREBORDE, J. STEFFEN, J. VITAL, I. OBEID, K. MAZDA et W. SKALLI : Eos 3d reconstructions in the management of ais. *In 18th International Meeting on Advanced Spinal Techniques, Copenhagen IMA [2011]*.
- B. ILHARREBORDE, J. S. STEFFEN, E. NECTOUX, J. M. VITAL, K. MAZDA, W. SKALLI et I. OBEID : Angle measurement reproducibility using eos 3d reconstructions in adolescent idiopathic scoliosis treated by posterior instrumentation. *Spine (Phila Pa 1976)*, Jun 2011c. URL <http://dx.doi.org/10.1097/BRS.0b013e3182293548>.
- ISO/5725-1 : *Accuracy (trueness and precision) of measurement methods and results : Part 1 General Principles and Definitions*, Dec 1994.
- ISO/5725-2 : *Accuracy (trueness and precision) of measurement methods and results : Part 2 Basic method for the determination of repeatability and reproducibility of a standard measurement method*, Dec 1994.
- R. P. JACKSON et C. HALES : Congruent spinopelvic alignment on standing lateral radiographs of adult volunteers. *Spine (Phila Pa 1976)*, 25(21):2808–2815, Nov 2000.

- R. P. JACKSON et A. C. MCMANUS : Radiographic analysis of sagittal plane alignment and balance in standing volunteers and patients with low back pain matched for age, sex, and size. a prospective controlled clinical study. *Spine (Phila Pa 1976)*, 19 (14):1611–1618, Jul 1994.
- R. P. JACKSON, M. D. PETERSON, A. C. MCMANUS et C. HALES : Compensatory spinopelvic balance over the hip axis and better reliability in measuring lordosis to the pelvic radius on standing lateral radiographs of adult volunteers and patients. *Spine (Phila Pa 1976)*, 23(16):1750–1767, Aug 1998.
- A. JACOTOT : Planification pré-opératoire des osteotomies vertébrales. Mémoire de D.E.A. / MASTER 2, Arts et Metiers ParisTech, 1999.
- J.-S. JANG, S.-H. LEE, J.-H. MIN et D. H. MAENG : Influence of lumbar lordosis restoration on thoracic curve and sagittal position in lumbar degenerative kyphosis patients. *Spine (Phila Pa 1976)*, 34(3):280–284, Feb 2009.
- P. KOROVESSIS, A. DIMAS, P. ILIOPOULOS et E. LAMBIRIS : Correlative analysis of lateral vertebral radiographic variables and medical outcomes study short-form health survey : a comparative study in asymptomatic volunteers versus patients with low back pain. *Journal of Spinal Disorders and Techniques*, 15(5):384–390, Oct 2002.
- H. LABELLE, P. ROUSSOULY, E. BERTHONNAUD, E. TRANSFELDT, M. O'BRIEN, D. CHOPIN, T. HRESKO et J. DIMNET : Spondylolisthesis, pelvic incidence, and spinopelvic balance : a correlation study. *Spine (Phila Pa 1976)*, 29(18):2049–2054, Sep 2004.
- H. LABELLE, P. ROUSSOULY, D. CHOPIN, E. BERTHONNAUD, T. HRESKO et M. O'BRIEN : Spino-pelvic alignment after surgical correction for developmental spondylolisthesis. *European Spine Journal*, 17(9):1170–1176, Sep 2008.
- M. R. V. "LADYOFHATS" : Schéma d'un squelette de femme. diagramme montrant un squelette de femme de dos., Jan 2007. URL http://fr.wikipedia.org/wiki/Fichier:Human_skeleton_front_fr.svghttp://fr.wikipedia.org/wiki/Fichier:Human_skeleton_back_fr.svg. Domaine Public.
- V. LAFAGE, F. SCHWAB, W. SKALLI, N. HAWKINSON, P.-M. GAGEY, S. ONDRA et J.-P. FARCY : Standing balance and sagittal plane spinal deformity : analysis of spinopelvic and gravity line parameters. *Spine (Phila Pa 1976)*, 33(14):1572–1578, Jun 2008.
- V. LAFAGE, F. SCHWAB, S. VIRA, A. PATEL, B. UNGAR et J.-P. FARCY : Spino-pelvic parameters following surgery can be predicted : A preliminary formula and validation of standing alignment. *Spine (Phila Pa 1976)*, 36(13):1037–1045, June 2011.
- F. LAVASTE : *Contribution à l'étude du comportement biomécanique du rachis lombaire*. Thèse de docteur ès sciences, Paris VI, 1990.

- J. Y. LAZENNEC, S. RAMARE, N. ARAFATI, C. G. LAUDET, M. GORIN, B. ROGER, S. HANSEN, G. SAILLANT, L. MAURS et R. TRABELSI : Sagittal alignment in lumbosacral fusion : relations between radiological parameters and pain. *European Spine Journal*, 9(1):47–55, Feb 2000.
- J. C. LE HUEC, R. SADDIKI, J. FRANKE, J. RIGAL et S. AUNOBLE : Equilibrium of the human body and the gravity line : the basics. *Eur Spine J*, Aug 2011.
- J. LEGAYE, G. DUVAL-BEAUPÈRE, J. HECQUET et C. MARTY : Pelvic incidence : a fundamental pelvic parameter for three-dimensional regulation of spinal sagittal curves. *European Spine Journal*, 7(2):99–103, 1998.
- J. LEGAYE et G. DUVAL-BEAUPÈRE : Sagittal plane alignment of the spine and gravity : a radiological and clinical evaluation. *Acta Orthopaedica Belgica*, 71(2):213–220, Apr 2005.
- J. LEGAYE et G. DUVAL-BEAUPÈRE : Gravitational forces and sagittal shape of the spine. clinical estimation of their relations. *International Orthopaedics*, 32(6):809–816, Dec 2008.
- J.-M. MAC-THIONG, H. LABELLE, E. BERTHONNAUD, R. R. BETZ et P. ROUSSOULY : Sagittal spinopelvic balance in normal children and adolescents. *European Spine Journal*, 16(2):227–234, Feb 2007.
- P. MANGIONE et J. SENEGAS : Normal and pathologic sagittal balance of the spine and pelvis. *Revue de Chirurgie Orthopedique et Reparatrice de l'Appareil Moteur*, 83(1):22–32, 1997. ISSN 00351040 (ISSN).
- M. MARKS, C. STANFORD et P. NEWTONL : Which lateral radiographic positioning technique provides the most reliable and functional representation of a patient's sagittal balance ? *Spine (Phila Pa 1976)*, 34(9):949–954, Apr 2009.
- M. C. MARKS, C. F. STANFORD, A. T. MAHAR et P. O. NEWTON : Standing lateral radiographic positioning does not represent customary standing balance. *Spine (Phila Pa 1976)*, 28(11):1176–1182, Jun 2003.
- T. MARNAY : *Equilibre du Rachis et du Bassin*, chapitre Conférences d'Enseignement 1988, pages 281–313. Cahiers d'enseignement de la SOFCOT, 1988.
- C. MARTY, B. BOISAUBERT, H. DESCAMPS, J. P. MONTIGNY, J. HECQUET, J. LEGAYE et G. DUVAL-BEAUPÈRE : The sagittal anatomy of the sacrum among young adults, infants, and spondylolisthesis patients. *European Spine Journal*, 11(2):119–125, Apr 2002.
- D. MITTON, S. DESCHÊNES, S. LAPORTE, B. GODBOUT, S. BERTRAND, J. A. de GUISE et W. SKALLI : 3d reconstruction of the pelvis from bi-planar radiography. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 9(1):1–5, Feb 2006.
- D. MITTON, R. DUMAS, S. LAPORTE, P. le BORGNE, P. BATAILLE, D. QUIDET et W. SKALLI : Simplified calibration system for stereoradiography in scoliosis. *Studies in health technology and informatics*, 88:144–148, 2002.

- D. MITTON, C. LANDRY, S. VERON, W. SKALLI, F. LAVASTE et J. A. D. GUISE : 3d reconstruction method from biplanar radiography using non-stereocorresponding points and elastic deformable meshes. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 38(2):133–139, Mar 2000.
- L. NODÉ-LANGLOIS : *Analyse tridimensionnelle des déviations angulaires des axes du membre inférieur en pré, per et postopératoire*. Thèse de doctorat, Arts et Metiers ParisTech, 2003.
- I. OBEID : Principe du traitement du déséquilibre sagittal : Importance du fessum du genou, 2010.
- R. R. PIGGE, F. J. SCHEERDER, T. H. SMIT, M. G. MULLENDER et B. J. van ROYEN : Effectiveness of preoperative planning in the restoration of balance and view in ankylosing spondylitis. *Neurosurgical Focus*, 24(1):E7, 2008.
- J. POKORSKI : Analyse de la posture à l'aide d'une plateforme de force et de la reconstruction de radiographies bi-planaires eos. Mémoire de D.E.A. / MASTER 2, Arts et Metiers ParisTech, 2007.
- V. POMERO : *MODELISATION GEOMETRIQUE ET MECANIQUE DES MUSCLES DU TRONC RELATION ENTRE MUSCULATURE, TROUBLES POSTURAUX ET SURCHARGES VERTEBRALES*. Thèse de doctorat, Arts et Metiers ParisTech, 2002.
- P. S. ROSE, K. H. BRIDWELL, L. G. LENKE, G. A. CRONEN, D. S. MULCONREY, J. M. BUCHOWSKI et Y. J. KIM : Role of pelvic incidence, thoracic kyphosis, and patient factors on sagittal plane correction following pedicle subtraction osteotomy. *Spine (Phila Pa 1976)*, 34(8):785–791, Apr 2009.
- M.-A. ROUSSEAU, S. LAPORTE, E. CHAVARY-BERNIER, J.-Y. LAZENNEC et W. SKALLI : Reproducibility of measuring the shape and three-dimensional position of cervical vertebrae in upright position using the eos stereoradiography system. *Spine (Phila Pa 1976)*, 32(23):2569–2572, 2007. ISSN 0362-2436.
- P. ROUSSOULY, S. GOLLOGLY, E. BERTHONNAUD et J. DIMNET : Classification of the normal variation in the sagittal alignment of the human lumbar spine and pelvis in the standing position. *Spine (Phila Pa 1976)*, 30(3):346–353, Feb 2005.
- P. ROUSSOULY, S. GOLLOGLY, E. BERTHONNAUD, H. LABELLE et M. WEIDENBAUM : Sagittal alignment of the spine and pelvis in the presence of l5-s1 isthmic lysis and low-grade spondylolisthesis. *Spine (Phila Pa 1976)*, 31(21):2484–2490, Oct 2006a.
- P. ROUSSOULY, S. GOLLOGLY, O. NOSEDA, E. BERTHONNAUD et J. DIMNET : The vertical projection of the sum of the ground reactive forces of a standing patient is not the same as the c7 plumb line : a radiographic study of the sagittal alignment of 153 asymptomatic volunteers. *Spine (Phila Pa 1976)*, 31(11):E320–E325, May 2006b.
- A. SANGOLE, C.-E. AUBIN, H. LABELLE, L. LENKE, R. JACKSON, P. NEWTON, I. A. F. STOKES et S. R. S. D. S. COMMITTEE : The central hip vertical axis : a reference axis

- for the scoliosis research society three-dimensional classification of idiopathic scoliosis. *Spine (Phila Pa 1976)*, 35(12):E530–E534, May 2010.
- F. SCHWAB, V. LAFAGE, J. . FARCY, K. BRIDWELL, S. GLASSMAN, S. ONDRA, T. LOWE et M. SHAINLINE : Surgical rates and operative outcome analysis in thoracolumbar and lumbar major adult scoliosis : Application of the new adult deformity classification. *Spine (Phila Pa 1976)*, 32(24):2723–2730, 2007.
- F. SCHWAB, V. LAFAGE, R. BOYCE, W. SKALLI et J.-P. FARCY : Gravity line analysis in adult volunteers : age-related correlation with spinal parameters, pelvic parameters, and foot position. *Spine (Phila Pa 1976)*, 31(25):E959–E967, Dec 2006.
- F. SCHWAB, A. PATEL, B. UNGAR, J.-P. FARCY et V. LAFAGE : Adult spinal deformity-postoperative standing imbalance : how much can you tolerate ? an overview of key parameters in assessing alignment and planning corrective surgery. *Spine (Phila Pa 1976)*, 35(25):2224–2231, Dec 2010.
- SIMON et ARNAUD : Analyse des troubles de la posture à l'aide d'une plateforme de force. Mémoire de D.E.A. / MASTER 2, Ecole Nationale Supérieure d'Arts et Métiers, 2006.
- W. SKALLI, S. CHAMPAIN et T. MOSNIER : Biomecanique du rachis. In ELSEVIER, éditeur : *Alternatives a l'arthrodèse lombaire et lombosacree*, volume 96, pages 8 – 17. Cahiers d'enseignement de la SOFCOT, 2007.
- W. SKALLI, F. LAVASTE et J. L. DESCRIMES : Quantification of three-dimensional vertebral rotations in scoliosis : what are the true values ? *Spine (Phila Pa 1976)*, 20 (5):546–553, Mar 1995.
- W. SKALLI, R. D. ZELLER, L. MILADI, G. BOURCEREAU, M. SAVIDAN, F. LAVASTE et J. DUBOUSSET : Importance of pelvic compensation in posture and motion after posterior spinal fusion using cd instrumentation for idiopathic scoliosis. *Spine (Phila Pa 1976)*, 31(12):E359–E366, May 2006.
- J. S. SMITH, S. BESS, C. I. SHAFFREY, D. C. BURTON, R. A. HART et R. HOSTIN : Common mathematical formulas fail to predict postoperative sagittal alignment : Confirmation of a need for more advanced equations. In *17th International Meeting on Advanced Spinal Techniques, Toronto, 2010*.
- M. N. SMITH-PETERSEN, C. B. LARSON et O. E. AUFRANC : Osteotomy of the spine for correction of flexion deformity in rheumatoid arthritis. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 66:6–9, 1969.
- 17th International Meeting on Advanced Spine Techniques, Toronto, Canada, July 2010.*
SRS : Scoliosis Research Society - Medical Education Resources.
- P. STAGNARA, J. C. D. MAUROY, G. DRAN, G. P. GONON, G. COSTANZO, J. DIMNET et A. PASQUET : Reciprocal angulation of vertebral bodies in a sagittal plane : approach to references for the evaluation of kyphosis and lordosis. *Spine (Phila Pa 1976)*, 7 (4):335–342, 1982.

- J.-S. STEFFEN, P. GUERIN, I. OBEID, J.-M. VITAL, O. GILLE, O. HAUGER, J. DUBOUSSET et W. SKALLI : 3d analysis of balance in standing position, a variation from the srs 'free standing position'.
- J.-S. STEFFEN, L. HUMBERT, J. DUBOUSSET, R. VIALLE et W. SKALLI : Patient specific modelling of the spine with congenital malformation : a preliminary study. *In* C. M. in BIOMECHANICS et B. ENGINEERING, éditeurs : *33e Congrès de la Societe de Biomecanique*, volume 11, Compiègne, France, September 2008.
- J.-S. STEFFEN, L. HUMBERT, R. VIALLE, J.-M. VITAL, J. DUBOUSSET et W. SKALLI : 3d analysis of congenital scoliosis and hemivertebrae. *In 17th International Meeting on Advanced Spinal Techniques, Toronto SRS* [2010].
- J.-S. STEFFEN, I. OBEID, N. AUROUER, O. HAUGER, J.-M. VITAL, J. DUBOUSSET et W. SKALLI : 3d postural balance with regard to gravity line : an evaluation in the transversal plane on 93 patients and 23 asymptomatic volunteers. *European Spine Journal*, 19(5):760–767, May 2010b.
- J.-S. STEFFEN, I. OBEID, J.-M. VITAL, J. DUBOUSSET et W. SKALLI : Estimation of pelvic compensation and application to osteotomy planning. *In XXIIIrd Congress of the International Society of Biomechanics*, Brussels, 2011a.
- J.-S. STEFFEN, W. SKALLI, J.-M. VITAL, O. HAUGER, J. DUBOUSSET et I. OBEID : Integrated spinal osteotomy planning using estimation of post-operative balance. *In 18th International Meeting on Advanced Spinal Techniques, Copenhagen IMA* [2011].
- J.-S. STEFFEN, J.-M. VITAL, J. DUBOUSSET et W. SKALLI : Reproducibility of 3d reconstruction from biplanar radiographs for severe scoliosis above 50°. *In 17th International Meeting on Advanced Spinal Techniques, Toronto SRS* [2010].
- J.-S. STEFFEN, J.-M. VITAL, O. HAUGER, J. DUBOUSSET et W. SKALLI : Interest in assessing 3d postural balance with respect to gravity line. *In 44th annual Congress of the Scoliosis Research Society, San Antonio, September 23-26*, 2009a.
- J.-S. STEFFEN, J.-M. VITAL, O. HAUGER, J. DUBOUSSET et W. SKALLI : Interest in assessing 3d postural balance with respect to gravity line. *In 16th International Meeting on Advanced Spinal Techniques, Vienna, Vienna, Austria, July 2009b*. SRS : Scoliosis Research Society - Medical Education Resources.
- J. STEFFEN, W. SKALLI, J. VITAL, O. HAUGER, J. DUBOUSSET et I. OBEID : Spinal osteotomy planning using estimation of post-operative balance. *In CAOS : International Society for Computed Assisted Orthopaedic Surgery*, London, 2011c.
- I. A. STOKES : Three-dimensional terminology of spinal deformity. a report presented to the scoliosis research society by the scoliosis research society working group on 3-d terminology of spinal deformity. *Spine (Phila Pa 1976)*, 19(2):236–248, Jan 1994.
- I. A. STOKES, L. C. BIGALOW et M. S. MORELAND : Measurement of axial rotation of vertebrae in scoliosis. *Spine (Phila Pa 1976)*, 11(3):213–218, Apr 1986.

- I. A. STOKES et M. GARDNER-MORSE : Three-dimensional simulation of harrington distraction instrumentation for surgical correction of scoliosis. *Spine (Phila Pa 1976)*, 18(16):2457–2464, Dec 1993.
- I. A. STOKES, P. J. RONCHETTI et D. D. ARONSSON : Changes in shape of the adolescent idiopathic scoliosis curve after surgical correction. *Spine (Phila Pa 1976)*, 19(9):1032–7; discussion 1037–8, May 1994.
- F. TANGUAY, J.-M. MAC-THIONG, J. A. de GUISE et H. LABELLE : Relation between the sagittal pelvic and lumbar spine geometries following surgical correction of adolescent idiopathic scoliosis. *European Spine Journal*, 16(4):531–536, Apr 2007.
- A. TEMPLIER : *Parametres et Methodes d'évaluation des implants rachidiens lombaires*. Thèse de doctorat, Arts et Metiers ParisTech (ENSAM), 1998.
- C. TRAVERT, E. JOLIVET, E. Sapin de BROSSES, D. MITTON et W. SKALLI : Sensitivity of subject specific vertebral finite element model from low dose imaging to material properties and loading conditions. *Medical & Biological Engineering & Computing*, accepted.
- J. W. TUKEY : *Exploratory data analysis*. Addison-Wesley series in behavioral science. Reading, Mass., 1977.
- B. J. VAN-ROYEN, F. J. SCHEERDER, E. JANSEN et T. H. SMIT : Askypoplan : a program for deformity planning in ankylosing spondylitis. *European Spine Journal*, 16(9):1445–1449, Sep 2007.
- G. VAZ, P. ROUSSOULY, E. BERTHONNAUD et J. DIMNET : Sagittal morphology and equilibrium of pelvis and spine. *European Spine Journal*, 11(1):80–87, Feb 2002.
- R. VEDANTAM, L. G. LENKE, K. H. BRIDWELL, D. L. LINVILLE et K. BLANKE : The effect of variation in arm position on sagittal spinal alignment. *Spine (Phila Pa 1976)*, 25(17):2204–2209, Sep 2000.
- R. VIALLE, N. LEVASSOR, L. RILLARDON, A. TEMPLIER, W. SKALLI et P. GUIGUI : Radiographic analysis of the sagittal alignment and balance of the spine in asymptomatic subjects. *Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 87(2):260–267, Feb 2005.
- D. VIDAL : *équilibre sagittal : relations entre les variables morphologiques et posturales de la tête, du rachis, du bassin et des femurs*. Mémoire de D.E.A. / MASTER 2, Université Bordeaux 2 - Victor Segalen, 2006.
- J.-M. VITAL, J. GONZALEZ, I. OBEID, O. GILLE, W. SKALLI et J.-S. STEFFEN : Calculo pre operatorio en osteotomias lumbares. *In XI Congreso Sociedad Ibero Latinoamericana de Columna, SILACO*, Buenos Aeres, October 2011.
- J. M. VITAL et J. SENEGAS : Anatomical bases of the study of the constraints to which the cervical spine is subject in the sagittal plane. a study of the center of gravity of the head. *Surgical and Radiologic Anatomy*, 8(3):169–173, 1986.

- J.-M. VITAL, O. GILLE et M. COQUET : Deformations rachidiennes : anatomopathologie et histoenzymologie. *Revue du Rhumatisme*, 71(4):263–264, avril 2004a. ISSN 1169-8330.
- J.-M. VITAL, O. GILLE et N. GANGNET : équilibre sagittal et applications cliniques. *Revue du Rhumatisme*, 71(2):120–128, février 2004b. ISSN 1169-8330.
- J.-M. VITAL, T. SCHAEVERBEKE et O. GILLE : Osteoporose et troubles de l'équilibre sagittal. *Revue du Rhumatisme*, 71(4):286–289, avril 2004c. ISSN 1169-8330.
- J.-M. VITAL, T. SCHAEVERBEKE et O. GILLE : Spondylarthropathies et équilibre sagittal. *Revue du Rhumatisme*, 71(4):297–300, avril 2004d. ISSN 1169-8330.
- J.-M. VITAL, J.-S. STEFFEN, O. GILLE, I. OBEID, N. AUROUER et J.-C. LE HUEC : EOS : équilibre sagittal et équilibre compensé. *In 83e Congrès annuel de la SOFCOT - Journée des spécialités (SFCR)*, Paris, France, 2008.
- S. A. VOUTSINAS et G. D. MACEWEN : Sagittal profiles of the spine. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, (210):235–242, Sep 1986.
- D. WINTER : Human balance and posture control during standing and walking. *Gait and Posture*, 3(4):193–214, décembre 1995. ISSN 0966-6362.
- Y. M. "YMRABET" : Planes of human anatomy, June 2008. URL http://en.wikipedia.org/wiki/File:Human_anatomy_planes.svg. License Creative Commons - CC-BY-SA.

RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

Troisième partie

ANNEXES

A Quantificateurs de l'équilibre postural - Propositions de calculs à partir des reconstructions 3D

Introduction

Ce chapitre regroupe les définitions des paramètres cliniques décrits dans le mémoire de thèse.

Certains paramètres sont directement inspirés de descriptions trouvées dans la littérature dont l'implémentation peut-être discutée. C'est pourquoi le lecteur trouvera dans ce chapitre les références de publications où les paramètres ont été décrits ainsi que l'algorithme de calcul permettant le calcul du paramètre à partir de la reconstruction 3D.

L'ensemble des paramètres a été calculé sous Matlab®¹, suivant les définitions décrites dans la présente annexe.

A.1 Repères de calculs

A.1.1 Repère Cabine (ou repère EOS)

C'est le repère de la reconstruction 3D.

- L'origine O est au croisement des deux plans de référence choisis lors de l'acquisition pour l'abscisse et l'ordonnée. La hauteur de l'origine est soit située au bord inférieur de l'image, ou décalée de la limite inférieure d'acquisition. Sur le système EOS™ du LBM ainsi que sur les premières versions commerciales du logiciel d'acquisition, la limite inférieure d'acquisition n'était pas renseignée. Dans ce cas, la hauteur de l'origine est située au bord inférieur de l'image.
- L'abscisse $\vec{V}x$ est définie normale au plan frontal, dans le sens postéro-antérieur.
- L'ordonnée $\vec{V}y$ est définie normale à l'incidence latérale, de la droite vers la gauche.
- La hauteur $\vec{V}z$ est définie par la verticale, vers le haut.

1. Matlab®, version 2007b, 2008b, ou 2010b, Mathworks, Natick, Massachusetts, USA

A.1.2 Repère Patient

Ce repère, basé sur les travaux de Baudoin *et coll.* [2006] et Humbert *et coll.* [2009] est défini comme suit (**FIGURE A.1**) :

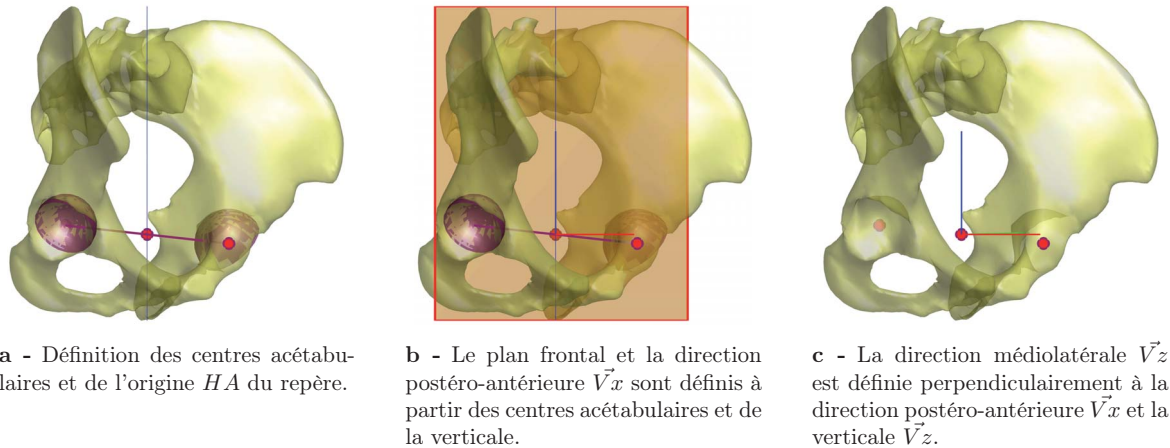


FIGURE A.1 – Définition du repère patient à partir de la géométrie du bassin.

- L'origine HA est centrée sur le milieu du segment reliant les centres des deux *acetabula* (HA : Hip Axis).
- Le plan vertical passant par le centre des deux *acetabula* définit le plan frontal. La normale au plan frontal est la direction postéro-antérieure \vec{V}_x .
- Le plan vertical contenant la direction postéro-antérieure \vec{V}_x et passant par HA définit le plan sagittal médian. La direction médio-latérale \vec{V}_y est définie à partir de la verticale \vec{V}_z , orientée vers le haut, et de la direction postéro-antérieure \vec{V}_x afin que le repère ainsi formé soit direct.

Calcul à partir de la reconstruction 3D

Deux topographies de modèles géométriques de bassin ont été utilisées au cours de ces travaux. Si le principe de calcul du repère patient reste le même dans les deux cas, l'implémentation diffère.

En particulier, le centre des *acetabula* est calculé de la façon suivante :

- **Bassin v1. FIGURE A.2a.** Le premier modèle est composé de 9249 noeuds. Les deux *acetabula* sont régionalisés en deux parties, à savoir le fond du cotyle et le bord du cotyle. Les centres des cotyles sont définis en approximant la région du **fond cotyle** par une sphère aux moindres carrés, ce qui fournit la position du centre de l'*acetabulum* concerné.
- **Bassin v2. FIGURE A.2b.** Le second modèle est composé de 15492 noeuds. Les deux *acetabula* sont régionalisés en au moins trois parties, à savoir le fond du cotyle, la corne du cotyle, qui correspond à la zone articulaire et le bord du cotyle. Les centres des cotyles sont définis en approximant la région de la **corne cotyle** par une sphère aux moindres carrés, ce qui fournit la position du centre de l'*acetabulum* concerné.

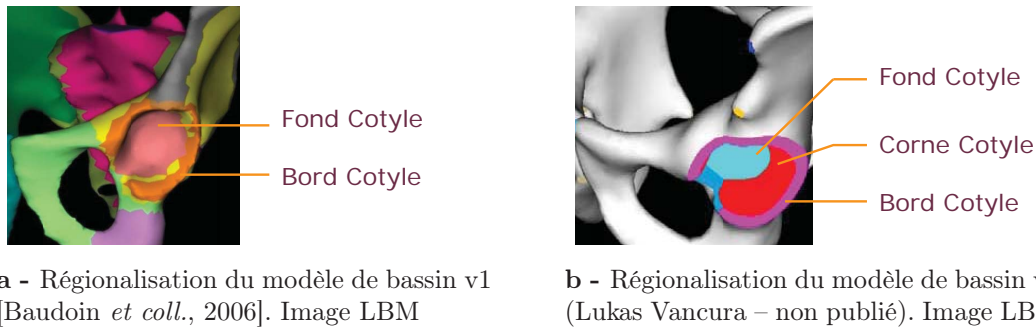


FIGURE A.2 – Définition du centre de l'*acetabulum* à partir de la géométrie du bassin

A.1.3 Repère gravitaire

Le repère gravitaire est dérivé du repère patient mais son origine est centrée sur la ligne de gravité (GL) au lieu du milieu du segment bicoxofémoral. L'orientation transversale reste alignée sur les deux *acetabula*.

A.2 Repères des segments osseux

A.2.1 Repère tête

Ce repère est calculé à partir des deux conduits auditifs, identifiés à l'aide de points stéréo-correspondants sur les radiographies.

- L'origine *CAM* est située au milieu du segment reliant les deux conduits auditifs.
- \vec{V}_z est choisi vertical et orienté vers le haut.
- \vec{V}_x est pris normal au plan vertical passant par les deux conduits auditifs.
- \vec{V}_y est calculé afin que le trièdre soit direct.

Par sa définition, ce repère ne tient pas compte de l'inclinaison de la tête dans le plan sagittal et considère le regard horizontal.

A.2.2 Repère local vertèbre

La définition de Rousseau *et coll.* [2007] est utilisée pour calculer le repère associé au modèle tridimensionnel personnalisé de chaque vertèbre cervicale inférieure. Le repère est calculé en considérant un dictionnaire de points remarquables identifiés sur le modèle tridimensionnel personnalisé.

La méthode de Humbert [2008] est utilisée pour calculer le repère associé au modèle tridimensionnel personnalisé de chaque vertèbre thoracique ou lombaire. Pour cette méthode, la surface du modèle tridimensionnel est divisée en plusieurs régions, ce qui permet de calculer le repère à partir de l'ensemble des nœuds du modèle géométrique.

- L'origine du repère est placée au milieu du corps vertébral, en calculant le barycentre de ses nœuds.
- La direction \vec{V}_z est définie comme la direction moyenne des normales aux plateaux supérieurs et inférieurs.

- Le vecteur $\vec{V}x$ est défini vers l'avant, à partir des pédicules et de l'arc postérieur.
- Enfin, $\vec{V}y$ est calculé afin que le trièdre soit direct.

Repères plateaux

Les repères associés aux plateaux vertébraux thoraciques et lombaires sont dérivés du repère vertébral. Le *plan plateau* interpolant aux moindres carrés de la région associée au plateau vertébral est calculé.

- L'origine du plan plateau définit l'origine du repère
- La normale du plan définit la direction $\vec{V}z$
- Le vecteur $\vec{V}x$ du repère local de la vertèbre est projeté sur le plan plateau ce qui définit la direction $\vec{V}x$ associée au plateau.
- Enfin, $\vec{V}y$ est calculé afin que le trièdre soit direct.

A.2.3 Repères du bassin

Le calcul du repère bassin a été effectué en collaboration avec Lukas Vancura. Le repère bassin est similaire au repère patient décrit en A.1.2, page IV mais la direction $\vec{V}z$ est prise de HA au centre du plateau sacré au lieu de la verticale.

Repère bassin

- L'origine HA est située au milieu du segment reliant les centres des deux *acetabula*.
- $\vec{V}x$ est pris normal au plan passant par les deux *acetabula* et le milieu du plateau sacré.
- $\vec{V}y$ est donné par l'axe reliant les centres des deux *acetabula*, et orienté vers la gauche.
- $\vec{V}z$ est calculé afin que le trièdre (Vx, Vy, Vz) soit direct.

Repère sacré

Le repère sacré est calculé à partir de la normale au plateau sacré et de l'axe bicoxo-fémoral.

- L'origine est prise au centre du plateau sacré.
- $\vec{V}y$ est donné par l'axe reliant les centres des deux *acetabula*, et orienté vers la gauche.
- $\vec{V}z$ est donné par la normale au plateau sacré, et orienté afin que son produit scalaire avec le vecteur liant HA au centre du plateau sacré soit positif.
- $\vec{V}x$ est calculé afin que le trièdre (Vx, Vy, Vz) soit direct.

A.3 Description de l'équilibre global

A.3.1 Gîtes

Gîte T9

La gîte T9 est définie comme l'angle formé entre l'axe HA - centre de T9 et la verticale, sur l'incidence sagittale.

Gîte T1

La gîte T1 est définie comme l'angle formé entre l'axe HA - centre de T1 et la verticale, sur l'incidence sagittale.

Gîte sagittale

La gîte sagittale est définie comme l'angle formé entre l'axe reliant le centre du plateau sacré (S1) et le centre de T1 et la verticale, sur l'incidence sagittale.

Gîte CAE

La gîte CAE est définie comme l'inclinaison de l'axe reliant le centre bicoxofémoral et le milieu des conduits auditifs. Ce paramètre est évalué dans le plan frontal, dans le plan sagittal et en 3D. Dans le plan frontal et sagittal, la valeur de l'angle est signée positive lorsque le milieu des conduits auditifs est respectivement situé à gauche et en avant du centre bicoxofémoral.

A.3.2 Inclinaisons

Inclinaison globale

L'axe passant au mieux (au sens des moindres carrés) par les origines des repères listés ci-après est calculé : conduits auditifs, vertèbres cervicales inférieures (C3–C7), vertèbres thoraciques et lombaires (T1–L5), repère sacré et repère bassin. L'angle formé par le vecteur directeur de cet axe et la verticale est appelé **inclinaison globale 3D**.

L'axe est également caractérisé par ses projections dans le repère de calcul (« Cabine » ou « Patient »). L'angle projeté est alors signé : il est positif lorsque l'axe est incliné vers l'avant (respectivement la gauche) dans le plan sagittal (respectivement coronal) du repère de calcul considéré.

Inclinaison pelvi-rachidienne

La définition est semblable à celle de l'inclinaison globale mais l'on ne considère pas le rachis cervical et les conduits auditifs : l'axe passant au mieux (au sens des moindres carrés) par les centres vertébraux thoraco-lombaire (T1–L5), par le milieu du plateau sacré et le centre bicoxofémoral est calculé puis son inclinaison avec la verticale quantifiée.

Inclinaison thoraco-lombaire

La définition est semblable à celle de l'inclinaison globale mais seuls les centres des vertèbres de T1 à L5 sont considérés.

On définit de même l'inclinaison thoracique et l'inclinaison lombaire.

A.4 Description de la courbure scoliothique

A.4.1 Angle de Cobb

Cet angle est mesuré sur le plan frontal du repère de calcul. Sa définition est inspirée de celle de l'angle de Cobb radiologique mais la mesure est effectuée dans l'espace tridimensionnel calibré de la reconstruction.

Calcul à partir de la reconstruction 3D

La direction $\vec{V}z$ du repère plateau supérieur de la vertèbre jonctionnelle supérieure ainsi que celle du repère plateau inférieur de la vertèbre jonctionnelle inférieure sont projetées sur le plan frontal $(O, \vec{V}y, \vec{V}z)$ du repère de calcul choisi (Cabine ou Patient). La projection est une projection vectorielle dans un repère orthonormé. L'angle entre les deux vecteurs est alors mesuré.

A.4.2 Angle de Cobb 3D

Définition

Cet angle est mesuré dans le plan principal de la courbure considérée. Sa définition est inspirée de celle de l'angle de Cobb radiologique mais la mesure est effectuée dans un plan différent du plan coronal.

Plan principal de courbure

Il s'agit du plan passant par les origines des repères des trois vertèbres limites de la courbure concernée (vertèbre jonctionnelle supérieure, vertèbre apicale, vertèbre jonctionnelle inférieure).

Calcul à partir de la reconstruction 3D

L'angle de Cobb 3D est calculé par l'angle géométrique entre la normale au plateau supérieur de la vertèbre jonctionnelle supérieure et la normale au plateau inférieur de la vertèbre jonctionnelle inférieure.

La convention de signe propre au calcul de l'angle de Cobb frontal peut éventuellement être adoptée pour caractériser le sens de la concavité.

A.4.3 Angle Ferguson 3D

L'angle de Ferguson 3D est calculé à partir des origines des repères des trois vertèbres limites. Il s'agit de l'angle entre les deux vecteurs issus du centre de la vertèbre apicale et orientés vers le centre de chaque vertèbre jonctionnelle.

Par construction, l'angle de Ferguson 3D est ainsi calculé dans le plan principal de courbure défini au dessus (voir A.4.2).

Angle de Ferguson « classique »

L'angle décrit par Ferguson est une mesure effectuée sur une radiographie frontale. Il est possible de calculer cet angle dans le plan frontal à la place du plan de courbure principal en utilisant les projections des trois origines dans le plan frontal au lieu de leurs positions tridimensionnelles.

Alternative de calcul

Au lieu de considérer uniquement les centres des trois vertèbres limites, il est possible de calculer l'angle de Ferguson (3D ou « classique ») en tenant compte de l'ensemble des vertèbres de la courbure par une interpolation aux moindres carrés.

Toutefois, ce mode de calcul est à la fois moins robuste (reproductibilité effectuée à l'aide des données du chapitre 4.4, page 70) et pas forcément plus facile à appréhender.

A.4.4 Orientation des vertèbres

Rotations vertébrales

L'orientation du repère local des vertèbre (défini en A.2.2, page V) par rapport au repère de calcul (patient ou bassin) est calculée en utilisant une séquence d'axe mobile [Skalli *et coll.*, 1995]. L'inclinaison latérale est d'abord quantifiée, puis l'inclinaison sagittale. Enfin, la rotation axiale est estimée en dernier.

Rotations intervertébrales

La rotation intervertébrale axiale (RIA) mesure la différence de rotation relative du repère de la vertèbre par rapport au repère de la vertèbre sous-jacente (repères définis en A.2.2, page V). La décomposition est la même que pour les rotations vertébrales (séquence d'axes mobiles Latérale, Sagittale, Axiale).

Indice de torsion vertébrale

Le calcul de ce paramètre est rappelé dans la thèse de Humbert [2008]. Le calcul est basé sur les rotations intervertébrales axiales des vertèbres (voir A.4.4, page IX) situées entre les deux jonctionnelles (équation A.1).

$$Index = \frac{\sum_{sup}^{apex} RIA + \sum_{inf}^{apex} RIA}{2} \quad (A.1)$$

B Conception et qualification d'une plate-forme de force pour la mesure de la ligne de gravité

B.1 Introduction

La mise en place d'une plate-forme de force dans la cabine du système EOSTM peut permettre la mesure de la ligne de gravité pendant l'acquisition. Toutefois de tels systèmes sont onéreux et les performances des modèles commercialisés dépassent celles requises pour cette application. Plusieurs études préliminaires au laboratoire de biomécanique ont permis de développer des prototypes de plate-formes de force permettant la mesure de la ligne de gravité au cours de l'acquisition radiographique, que cette dernière soit effectuée à l'aide du système EOSTM [Pokorski, 2007] ou à l'aide d'une cabine de stéréo-radiographie [Gangnet *et coll.*, 2003].

La mise en place d'une collecte de données à l'hôpital Pellegrin (CHU de Bordeaux) implique donc la confection d'un système similaire.

Cette annexe traite dans un premier temps de la conception d'un prototype de plate-forme de force ainsi que de sa qualification. Au cours de la thèse, le prototype initial a été remplacé par un système commercialisé par la société Médicaptureur¹. Les étapes de qualifications ainsi que les résultats sont présentés dans une seconde partie.

B.2 Analyse des travaux antérieurs

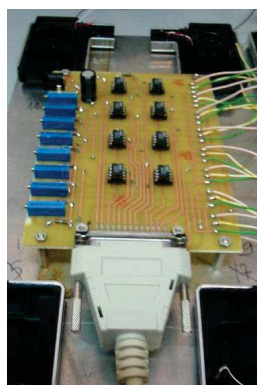
B.2.1 Conception du prototype

Plusieurs prototypes ont été conçus par le laboratoire de biomécanique pour permettre la mesure de la ligne de gravité pendant l'acquisition radiographique. En particulier, les travaux de Carroubourg et Colette [2005] conçoivent un premier prototype autour de capteurs issus de pese-personnes domestiques. Une première carte électronique est chargée de l'amplification des signaux reçus et une carte d'acquisition permet le traitement informatisé des informations et le calcul de la position du centre des pressions ainsi que de la masse. L'année suivante, Simon et Arnaud [2006] reprennent et tentent de fiabiliser ces premiers travaux.

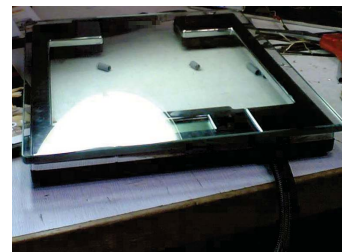
1. WinPosturo, Médicaptureur, Balma, France



a - Prototype de Carrobourg et Colette [2005]



b - Étage d'alimentation de la plateforme et d'amplification du signal. Cette carte est commune aux deux prototypes.



c - Prototype de Duflos et Pokorski [2007]. Cette conception sera reprise dans les travaux de cette thèse.

FIGURE B.1 – Prototypes de plates-formes développés au laboratoire de biomécanique.

Afin d'augmenter la fiabilité de ce premier prototype, Duflos et Pokorski [2007] proposent de conserver le système mécanique du pèse-personne et de ne modifier que l'électronique de traitement du signal. Ainsi le système original reste préservé, ce qui limite sa dégradation et augmente son temps espéré de fonctionnement. Les capteurs du pèse-personne sont simplement reliés à la carte d'amplification et le programme de traitement du signal aménagé pour satisfaire les paramètres de ce nouveau prototype (géométrie du bâti, caractéristique des capteurs).

Calibration du prototype

Afin de connaître la position du centre des pressions à partir du signal émis par chaque capteur, il est suffisant de connaître :

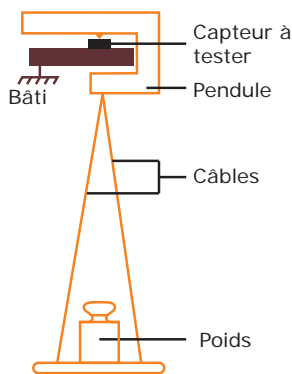
- l'effort subi par chaque capteur,
- leur position respective.

Un essai de compression statique permet de calculer la caractéristique de chaque capteur. Le protocole initial proposé par Carrobourg et Colette [2005] a été repris les deux années suivantes. Un schéma du dispositif est donné par la **FIGURE B.2a**.

Chaque capteur est extrait du bâti original puis soumis à un effort axial pur de norme connue. Le signal issu du capteur est mesuré puis la mesure répétée tout au long de la plage d'utilisation du capteur. La caractéristique est alors tracée, sa linéarité vérifiée et ses paramètres extraits.

D'autre part la position relative de chacun des capteurs pour le prototype de Carrobourg et Colette [2005] (voir **FIGURE B.1a**) peut être estimée à partir de la géométrie des capteurs (extraits au préalable de leur bâti d'origine) et de la conception du bâti final. En revanche le bâti du prototype de Duflos et Pokorski [2007] (voir **FIGURE B.1c**) n'est pas connu. Duflos et Pokorski [2007] proposent donc d'exploiter la radio-transparence de la plate-forme et de quantifier sa géométrie par stéréo-radiographie

(voir **FIGURE B.2b**).



a - Dispositif d'étalonnage individuel de chaque capteur. Ce système permet d'appliquer un effort axial pur sur le capteur. D'après Carroubourg et Colette [2005].



b - Estimation de la géométrie de la plate-forme par stéréo-radiographie. Les coordonnées des points stéréo-correspondants permettent d'estimer la position des capteurs les uns par rapport aux autres. D'après Duflos et Pokorski [2007].

FIGURE B.2 – Méthodes de calibration permettant le calcul du centre des pressions.

Logiciel de traitement du signal

Carroubourg et Colette [2005] proposent un applicatif développé sur le logiciel Labview² pour prendre en charge le calcul de la position du centre des pressions s'exerçant sur chaque plateau de leur prototype ainsi que le centre des pressions global dans un repère associé à la plate-forme (voir **FIGURE B.3**). Ainsi, les paramètres de calibration (caractéristique et position de chaque capteur) sont pris en compte mais la position de la plate-forme dans la cabine de stéréo-radiographie (recalage) reste à calculer extérieurement. Duflos et Pokorski [2007] adaptent simplement ce programme à leur prototype de plate-forme qui ne comporte plus qu'un seul plateau soutenu par quatre capteurs.

B.2.2 Qualification de la plate-forme de mesure

Ces deux études ont proposé un ensemble de protocoles pour qualifier les prototypes associés.

Précision de la plate-forme de mesure

L'incertitude de mesure est mesurée à l'aide d'une table à règle électronique. La table à règle positionne un pointeau au dessus de la plate-forme en une dizaine de points de mesures connus. Le pointeau exerce alors une pression sur la plate-forme. La position de la table à règle est alors comparée à la mesure du centre des pressions pour en déduire l'erreur de mesure de la plate-forme.

2. Labview, version 7.4, National Instruments Corporation, Austin, Texas

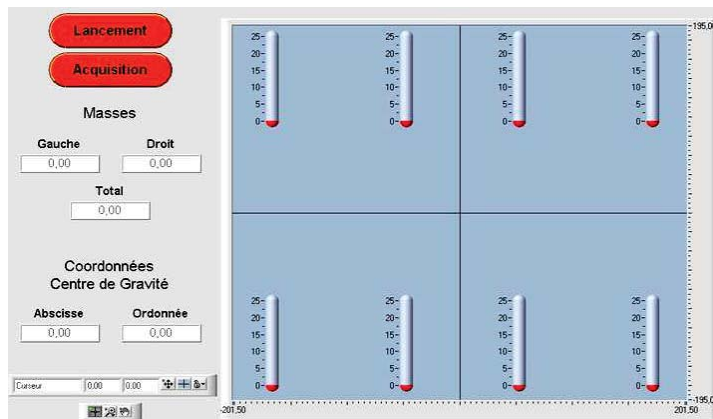


FIGURE B.3 – Applicatif de traitement du signal permettant la mesure du centre des pressions.

Recalage de la mesure plate-forme dans l'espace du modèle 3D

Carroubourg et Colette [2005] proposent de positionner deux cylindres de masses et de tailles différentes sur chacun des plateaux de la plate-forme puis de radiographier l'ensemble. La position de chaque cylindre est ainsi déterminée par stéréo-radiographie et par la mesure de la position du centre des pressions sur chaque plateau. Il est ainsi possible de déterminer la position et l'orientation de la plate-forme dans un plan transverse en comparant l'origine et l'orientation des vecteurs formés par la différence $Position Poids 1 - Position Poids 2$ acquis avec chaque modalité.

Dans la mesure où le prototype de Duflos et Pokorski [2007] ne comporte qu'un seul plateau, il est nécessaire de procéder à deux acquisitions séparées (chacune effectuée avec un seul cylindre) pour obtenir la position des deux cylindres et quantifier la position de la plate-forme dans la cabine de stéréo-radiographie.

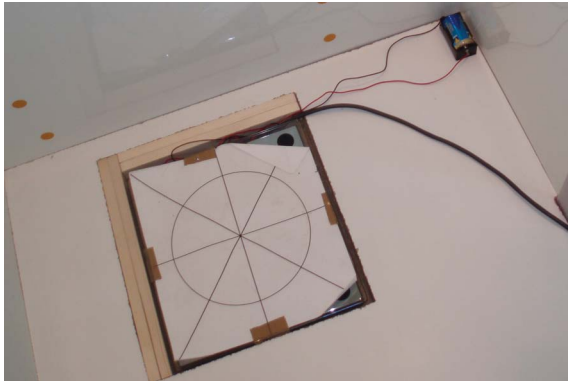
Incertitude lors de l'évaluation de la ligne de gravité

Une fois la plate-forme calibrée et recalée dans l'espace tridimensionnel de la cabine de stéréo-radiographie, Duflos et Pokorski [2007] proposent d'effectuer une acquisition radiographique et gravitaire supplémentaire. La position du cylindre estimée par stéréo-radiographie est comparée à la mesure de l'axe gravitaire de ce dernier ce qui permet de quantifier l'incertitude associée à l'ensemble du dispositif.

B.3 Conception du prototype

La confection d'un nouvel exemplaire du prototype de Duflos et Pokorski [2007] n'a pas été souhaitable car la présence de l'électronique d'alimentation et d'amplification (voir **FIGURE B.1b**) s'est avérée d'une part compliquée à reproduire et d'autre part difficile à mettre en place au sein du service de radiologie.

Le prototype a donc été modifié pour ne pas comporter d'étage d'amplification. L'alimentation est effectuée par une pile alcaline (**FIGURE B.4a**). Le signal des capteurs est directement analysé par la carte d'acquisition installée dans l'ordinateur.



a - Plate-forme installée dans la cabine EOS™. Le socle améliore l'intégration visuelle de la plate-forme et évite à cette dernière d'être déplacée par inadvertance. Le prototype est alimenté par une simple pile alcaline qui se substitue à l'ensemble de l'électronique d'alimentation et amplification.



b - L'applicatif de traitement du signal a été simplifié pour permettre la mesure et la sauvegarde du centre des pressions de manière automatisée.

FIGURE B.4 – Prototype de mesure du centre des pressions installé sur le site du service de radiologie du CHU de Bordeaux.

Le logiciel de traitement du signal développé pour les prototypes précédents devait être adapté pour tenir compte des changements conceptuels. Un nouvel applicatif a donc été développé pour piloter ce prototype en utilisant le même langage³ que Carrobourg et Colette [2005]. Afin de satisfaire aux exigences de l'implantation sur le site, l'interface a été simplifiée (voir **FIGURE B.4b**). Seules les fonctionnalités concernant la mesure et l'enregistrement du centre des pressions au cours du temps ont été conservées. Cette simplification a permis de réduire la complexité du système, d'accélérer le processus de mesure et de limiter les pannes logicielles.

Un dispositif permet l'inclusion de la plate-forme dans le socle de l'appareil EOS™. La **FIGURE B.4** montre l'ensemble du prototype en état de marche au CHU de Bordeaux.

B.3.1 Calibrage du prototype

Mesure de la position relative des capteurs et définition du repère plate-forme

Le protocole proposé par Duflos et Pokorski [2007] a été utilisé pour mesurer les positions relatives des capteurs (voir **FIGURE B.2b**). Une fois les coordonnées tridimensionnelles de chaque capteur obtenues, le plan d'appui de ces capteurs a été estimé en calculant le plan aux moindres carrés passant au mieux par l'ensemble de ces quatre points. Puis, le point indiquant la position de chaque capteur a été projeté sur le plan d'appui. Un repère orthonormé a ainsi pu être défini à partir de ces quatre points coplanaires.

- La direction Z a été définie normale au plan d'appui. Le vecteur directeur associé (\vec{Z}) est orienté vers le haut.

3. Labview, version 7.4, National Instruments Corporation, Austin, Texas

- La direction X a été définie par la bissectrice au droites passant respectivement par les deux capteurs avants et les deux capteurs arrières. Le vecteur directeur associé (\vec{X}) est orienté vers la droite.
- La direction Y a été définie à l'aide des vecteurs directeurs \vec{Z} et \vec{X} .

Les coordonnées de chacun des quatre points coplanaires ont enfin été exprimées dans le repère plate-forme. Ces valeurs constituent la première partie des variables de configuration de l'applicatif de traitement de signaux.

Caractéristique des capteurs

Les travaux préliminaires de Carroubourg et Colette [2005] et Duflos et Pokorski [2007] montrent le comportement linéaire des capteurs dans la plage de fonctionnement d'intérêt. Le dispositif présenté **FIGURE B.2a** permet la mesure précise des paramètres associés. Cependant, l'utilisation de ce dispositif requiert le démontage puis le remontage des capteurs dans la plate-forme. En effet, la conception du pendule ne permet pas le passage de l'ensemble de la plate-forme de force mais juste du capteur.

Afin d'éviter d'endommager la mécanique du pèse-personne, la calibration a été effectuée à l'aide d'une machine de compression statique. La plate-forme a été positionnée dans la machine à l'envers (les pieds orientés vers le haut) et la variation du signal associée relevée en utilisant la carte d'acquisition du prototype et le logiciel dédié⁴. La mesure a été réalisée en au moins 12 pas de chargement décroissants de 400N à 0 N pour chaque capteur.

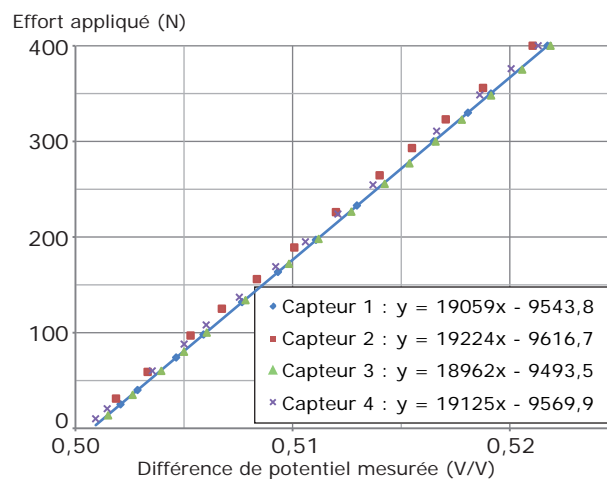


FIGURE B.5 – Détermination de la caractéristique de chaque capteur. Pour faciliter la lecture, seule la régression linéaire associée au premier capteur est affichée.

La **FIGURE B.5** illustre le comportement linéaire de chaque capteur et détaille les caractéristiques associées. Ces paramètres finalisent la configuration de l'applicatif de traitement des signaux qui devient à même de calculer la position du centre des pressions dans le repère plate-forme défini.

4. NI-DAQ, National Instruments Corporation, Austin, Texas

B.3.2 Qualification du prototype

La procédure exposée au chapitre 4.2, page 48 permet le calcul de l'incertitude de mesure du dispositif. L'erreur associée au dispositif le jour de l'installation est de 5,3 mm.

La précision du système est détaillée **TABLE 4.2a**, en page 55.

Discussion

La qualification du prototype à l'aide d'une table à règle n'a pas été réalisée. En effet, Duflos et Pokorski [2007] ont vérifié la cartographie de l'erreur associée à leur dispositif au cours de leurs travaux et la partie mécanique du dispositif conçu est identique. L'hypothèse d'un comportement similaire du nouveau dispositif semble donc raisonnable.

De plus, l'erreur associée au comportement général de la plate-forme participe à l'erreur d'estimation de la ligne de gravité. Dans la mesure où le comportement global du dispositif a été jugé satisfaisant, les investigations n'ont pas été poursuivies.

B.4 Qualification de la plate-forme de force

Pour faciliter la mise en place de la collecte de donnée au sein de l'hôpital, le prototype initial a été remplacé par un dispositif basé sur une plate-forme de posturologie⁵ labellisée CE.

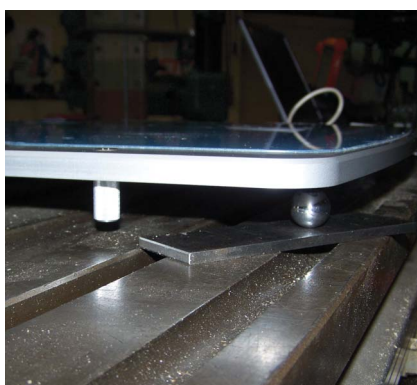
Une qualification préliminaire a été effectuée afin de vérifier que le nouveau dispositif était en mesure de remplacer le prototype initial. Les étapes ainsi que les méthodes utilisées pour la qualification sont brièvement rappelées dans cette annexe.

B.4.1 Cartographie de la précision de mesure à l'aide d'une table à règles

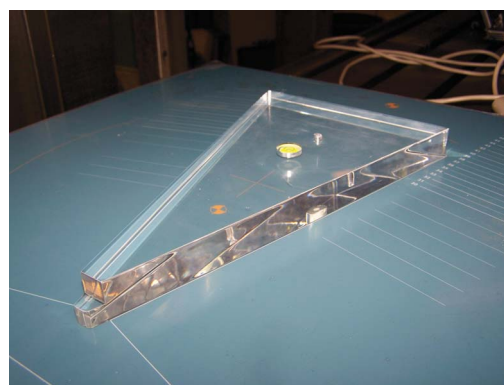
L'incertitude de mesure de la plate-forme de force a été mesurée en s'inspirant des travaux préliminaires de Carroubourg et Colette [2005]. La conception des plate-formes de force induit une inhomogénéité de l'incertitude de mesure sur la surface de la plate-forme. L'objectif de cette qualification préliminaire est d'identifier la zone où la précision de mesure est inférieure au millimètre.

Méthode

La plate forme est installée sur une table à règles (**FIGURE B.6a**) et orientée afin que ses axes coïncident grossièrement avec ceux de la table à règles. L'horizontalité est ensuite vérifiée et ajustée à l'aide du niveau à bulles fourni (**FIGURE B.6b**).



a - Des cales permettent d'assurer un contact ponctuel avec la table à règle et évitent que le plot de sécurité (à gauche) n'entre en contact avec la table.



b - Chaque capteur est réglé afin que la plate-forme soit horizontale, ce qui est vérifié à l'aide d'un niveau à bulle.

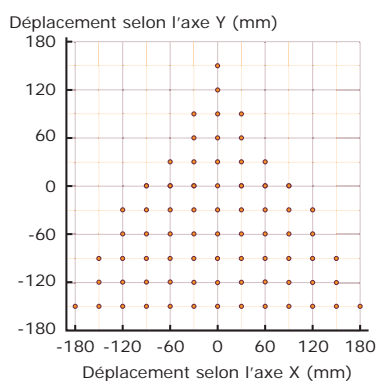
FIGURE B.6 – Installation de la plate-forme de posturologie sur la table à règles.

La zone comprise à l'intérieur du triangle formé par les trois capteurs d'effort sur lesquels repose la plate-forme a été analysée. En effet, la mesure d'un point hors de cette zone soulève l'un des trois capteurs ce qui empêche la mesure du centre des pressions.

5. WinPosturo, Médicapteur, Balma, France

Les points de mesures ont été placés tous les trois centimètres en partant du centre de la plate-forme (indiqué par une croix) selon les deux axes de la table à règles (voir **FIGURE B.7a**).

La table à règles est déplacée jusqu'au point de mesure puis relevée. Lorsque le plateau de la plate-forme entre en contact avec le pointeau sphérique, la position de la table à règles est relevée (précision de 0,01 mm). La table est ensuite relevée jusqu'à ce que l'anneau dynamométrique indique $20 \mu\text{m}$ (déformation de l'anneau correspondant à un effort de 200N) et la mesure du centre des pressions est effectuée à l'aide du logiciel dédié⁶ (voir **FIGURE B.7b**).



a - Points de mesure de l'incertitude.



b - La position de table à règles est relevée lorsque la plateforme entre en contact avec le pointeau.

FIGURE B.7 – Zone et procédure de mesure de l'incertitude de la plate-forme de force.

La position de la table à règles est exprimée dans son repère propre. La position du centre des pressions est exprimée dans un repère attaché à la plate-forme de force. Afin de pouvoir comparer ces données, les points de mesures situés dans un cercle centré sur la plate-forme et de rayon 5 cm sont utilisés pour calculer le recalage rigide entre la plate-forme et la table à règles.

L'erreur de positionnement a été définie comme la distance entre le point obtenu par la plate-forme de force et le point obtenu par la table à règles. Pour chaque point de mesure, on dispose donc d'une valeur d'incertitude. Une interpolation linéaire permet d'avoir une estimation de l'incertitude entre chaque point de mesure.

Résultats

La procédure proposée permet d'établir une cartographie de la plate-forme sur la totalité de la région théoriquement utilisable.

La **FIGURE B.8a** montre la superposition des relevés plate-forme avec les positions de la table à règles associées. Les points inclus dans le cercle de rayon 5 cm centré sur la plate-forme servent à l'appariement entre le repère de la plate-forme de force et celui de la table à règles. Ces points sont marqués par des croix sur la **FIGURE B.8a**.

6. WinPostureNv, version 1.6, Médicaptureur, Balma, France

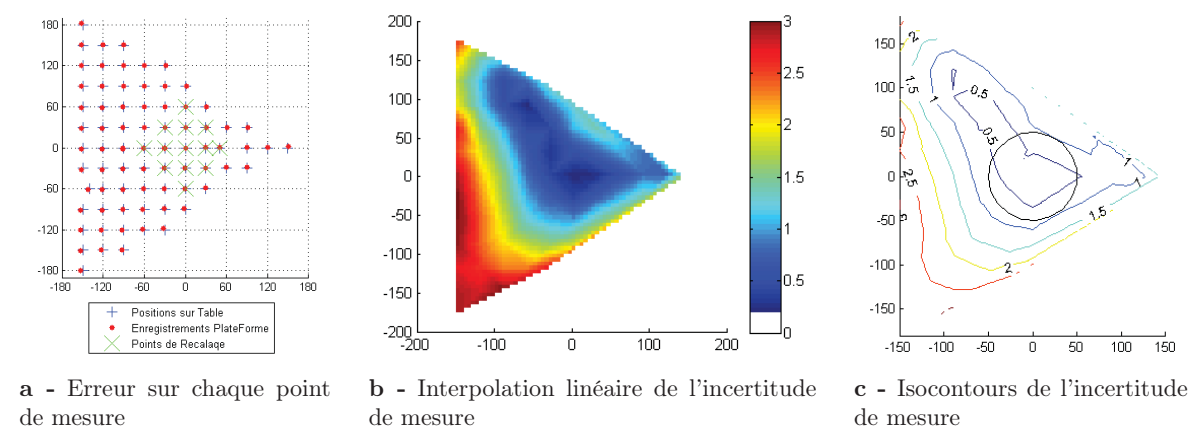


FIGURE B.8 – Incertitude de mesure associée à la localisation du centre des pressions par la plate-forme de force. La transformation de recalage est estimée à partir des points inclus dans un cercle de 5cm de rayon centré sur la plate-forme.

L'interpolation linéaire de l'erreur mesurée sur chaque point permet d'estimer l'incertitude de mesure en tout point de la plate-forme. L'incertitude de mesure peut aller jusqu'à 3 mm sur les coins arrière de la plate-forme (**FIGURE B.8b**). Cependant la **FIGURE B.8c** montre qu'à l'intérieur du cercle de 5 cm de rayon centré sur la plate-forme, l'incertitude de mesure est inférieure au millimètre.

Discussion et synthèse

Lors de la collecte effectuée à l'aide du premier prototype, 98% des patients avaient leur ligne de gravité incluse dans un disque de 5 cm de rayon centré sur l'isocentre de la cabine. L'utilisation du prototype basé sur la plate-forme de posturologie pourrait permettre d'atteindre une précision millimétrique dans la mesure de la ligne de gravité.

De plus, la précision de 3 mm en limite de zone de mesure reste inférieure aux 5 mm d'incertitude qui caractérisent le premier prototype.

B.4.2 Influence du fonctionnement de l'appareil EOS™ sur la mesure du centre des pressions

L'objectif de cette étude est de vérifier que le fonctionnement de l'appareil EOS™ ne perturbe pas significativement la mesure du centre des pressions à l'aide de la plate-forme.

La position du centre des pressions d'un poids cylindrique de 5kg est effectuée à l'aide du logiciel dédié dans deux situations :

- Lorsque le système est en marche mais qu'aucune acquisition n'est en cours (*situation « sans EOS »*).
- Lors d'une acquisition face + profil sur la totalité de dimension maximale (*situation « avec EOS »*).

Pour caractériser chaque relevé, on calcule la valeur moyenne ainsi que l'ellipse contenant 95% des points mesurés. On superpose ensuite l'ellipse « sans EOS » à l'ellipse

« avec EOS ». La mesure est alors répétée pour d'autres positions du cylindre sur la plate-forme.

La **FIGURE B.9** montre que la position moyenne du cylindre n'est pas significativement modifiée par les processus liés à l'acquisition radiographique. En revanche, l'analyse qualitative des ellipses à 95% montre que la variation de position enregistrée est au maximum de 0,5 mm si la machine est à l'arrêt mais qu'elle peut atteindre 2 mm dans le cas d'une acquisition radiographique simultanée.

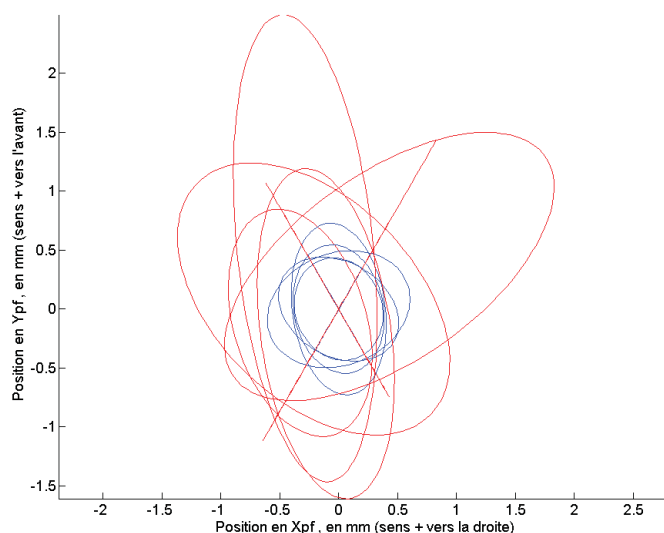


FIGURE B.9 – Mesure du centre des pressions avant(bleu) et pendant(rouge) l'acquisition EOSTM. La variation peut atteindre 2 mm.

Discussion et synthèse préliminaire

La synchronisation entre l'acquisition plate-forme et l'acquisition EOSTM a été effectuée manuellement. Il n'est donc pas possible de rechercher sur le relevé plate-forme quels systèmes perturbent l'acquisition du centre des pressions (mise en marche moteur, rayonnement X, ...).

Toutefois, l'erreur engendrée par l'ensemble de ces phénomènes n'excède pas 2 mm, pour les relevés les plus extrêmes.

B.4.3 Évaluation de la précision de mesure à l'aide du système EOS

La procédure exposée au chapitre 4.2, page 48 permet le calcul de l'incertitude de mesure du dispositif. L'erreur associée au dispositif le jour de l'installation est de 1,2 mm.

La précision du système est détaillée dans la **TABLE 4.2b**, situé dans le corps du mémoire en page 55.

Cette étude montre la supériorité du dispositif basé sur la plate-forme de posturologie par rapport au premier prototype.

B.5 Résumé et conclusion

Cette étude propose deux dispositifs à même de mesurer le centre des pressions au cours de l'acquisition EOS™.

Un dispositif de positionnement (socle en bois) limite suffisamment le déplacement de la plate-forme pour qu'il soit superflu d'évaluer les paramètres de recalage pour chaque acquisition. Toutefois, une vérification périodique devrait permettre de vérifier la non-évolution de ces paramètres et de diagnostiquer les éventuels défauts. De même, si le socle et la plate-forme venaient à être déplacés, les paramètres de recalage devront être contrôlés.

La perturbation de la mesure liée au fonctionnement de l'appareil EOS™ reste faible. Dans ce contexte, il paraît judicieux d'effectuer la mesure de la ligne de gravité simultanément à l'acquisition radiographique, car la posture du patient pourrait varier entre les deux acquisitions. En revanche, pour l'évaluation d'objets immobiles, il reste préférable d'effectuer les deux mesures consécutivement.

C Revue des équations traduisant la chaîne de corrélation entre paramètres posturaux.

Introduction

Cette annexe regroupe l'ensemble des formules recensées dans la littérature mettant en relation les paramètres descripteurs de l'équilibre postural.

Tous les paramètres sont mesurés en degrés ($^{\circ}$). Concernant les courbures rachidiennes, certains auteurs considèrent positif l'angle observé chez la population normale (la lordose lombaire est positive) tandis que d'autres imposent un signe positif aux cyphoses et un signe négatif aux courbures lordotiques (la lordose lombaire est négative). Dans ce chapitre, les conventions de signe utilisées sont propres à chaque publication et n'ont pas été normalisées.

C.1 Paramètres utilisés dans les équations

Désignation des paramètres		Abréviation
Nom en français	Traduction(s) en anglais	
Courbures rachidiennes		
	Lumbar Lordosis	<i>LL</i>
Lordose lombaire	L1-S1 Lordosis	<i>LL_{L1/S1}</i>
	Maximal Lumbar Lordosis	<i>LL_{max/S1}</i>
Cyphose thoracique	Thoracic Kyphosis	<i>TK</i>
	T5-T12 Kyphosis	<i>TK_{T5/T12}</i>
	Maximal Thoracic Kyphosis	<i>TK_{T4/max}</i>
Inclinaisons posturales		
	T9-Tilt	
Gîte T9	T9-Sagittal Offset	<i>T9_{SPI}</i>
	T9 Spino Pelvic Inclination	
Verticale C7 Offset C7-S1	C7 Plumblin	<i>SV A</i>
	Sagittal Verticale Axis	
Caractérisation de la scoliose		
Angle de Cobb frontal	Cobb Angle	<i>Cobb</i>
Rotation axiale de la vertèbre apicale	Apical vertebra axial rotation	<i>AVR</i>
Paramètres pelviens		
Incidence pelvienne	Pelvic Incidence	<i>PI</i>
Version pelvienne	Pelvic Tilt	<i>PT</i>
Pente sacrée	Sacral Slope	<i>SS</i>
Porte à faux	Overhang S1	<i>S1_{ov}</i>
Paramètres démographiques		
Âge	Age	<i>Age</i>

C.2 Équations de régressions

C.2.1 [Legaye *et coll.*, 1998]

Référence

J. LEGAYE, G. DUVAL-BEAUPÈRE, J. HECQUET et C. MARTY : Pelvic incidence: a fundamental pelvic parameter for three-dimensional regulation of spinal sagittal curves. *European Spine Journal*, 7(2):99–103, 1998

Équations

La première équation est estimée sur une population de 49 sujets sains.

$$LL = 5,5 + 0,32TK - 0,055PI + 0,32S1_{ov} + 1,1SS + -0,79PT \quad (C.1)$$

Les deuxième et troisième équations sont estimées sur une population de 66 sujets scoliotiques.

$$LL = 9,06 + 0,32TK + 0,35PI + 0,17S1_{ov} + 1,3SS + 0,58PT \quad (C.2)$$

$$LL = 6,7 + 0,22AVR - 0,064Cobb + 0,34TK - 0,35PI - 0,14S1_{ov} + 1,3SS + 0,51PT \quad (C.3)$$

La dernière équation est estimée sur un groupe mixte de 115 sujets (49 sains + 66 scoliotiques).

$$LL = 6,6 + 0,064AVR + 0,0057Cobb + 0,32TK - 0,16PI + 0,039S1_{ov} + 1,2SS + 0,014PT \quad (C.4)$$

C.2.2 [Vialle et coll., 2005]

Référence

R. VIALLE, N. LEVASSOR, L. RILLARDON, A. TEMPLIER, W. SKALLI et P. GUIGUI : Radiographic analysis of the sagittal alignment and balance of the spine in asymptomatic subjects. *Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 87(2):260–267, Feb 2005

Équations

Les formules sont estimées sur une population de 300 volontaires asymptomatiques, ne présentant aucun désordre au niveau du rachis ; du bassin ou du membre inférieur.

$$SS = 7,3 + 0,69PI \quad (C.5)$$

$$LL_{max/S1} = -16 - 1,06SS \quad (C.6)$$

$$PT = -7 + 0,37PI \quad (C.7)$$

$$LL_{max/S1} = -2,72 - 1,1PI + 1,1PT - 0,31TK_{T4/max} \quad (C.8)$$

$$PI = 2,9 + 0,12T9_{SPI} + 0,82SS + 1,02PT - 0,1LL_{max/S1} - 0,032TK_{T4/max} \quad (C.9)$$

C.2.3 [Boulay et coll., 2006]

Référence

C. BOULAY, C. TARDIEU, J. HECQUET, C. BENAÏM, B. MOUILLESEAUX, C. MARTY, D. PRAT-PRADAL, J. LEGAYE, G. DUVAL-BEAUPÈRE et J. PELISSIER : Sagittal alignment of spine and pelvis regulated by pelvic incidence: standard values and prediction of lordosis. *European Spine Journal*, 15(4):415–422, Apr 2006

Équation

La formule est estimée sur une population de 149 adultes asymptomatiques (78 hommes / 71 femmes) recrutée parmi du personnel médical.

$$LL = -9,1 + 0,19TK + 1,5SS - 0,27PI + 1,4T9_{SPI} \quad (C.10)$$

C.2.4 [Gille, 2006]

Référence

O. GILLE : *Outil d'évaluation de la musculature du tronc par IRM : application à l'étude de la posture et à l'étude des lésions musculaires secondaires à la chirurgie.* Thèse de doctorat, Arts et Metiers ParisTech (ENSAM), 2006

Équation

La formule est estimée sur une population de 30 adultes asymptomatiques (15 hommes / 15 femmes) recrutée parmi du personnel médical.

$$LL_{L1/S1} = 32,6 + 0,54PI \quad (C.11)$$

C.2.5 [Mac-Thiong *et coll.*, 2007]

Référence

J.-M. MAC-THIONG, H. LABELLE, E. BERTHONNAUD, R. R. BETZ et P. ROUSSOULY : Sagittal spinopelvic balance in normal children and adolescents. *European Spine Journal*, 16(2):227–234, Feb 2007

Équation

La formule est estimée sur une population de 341 enfants asymptomatiques, recrutée parmi la clientèle de chirurgiens orthopédistes.

$$LL_{arc} = 17,6 + 0,62PI \quad (C.12)$$

C.2.6 [Tanguay *et coll.*, 2007]

Référence

F. TANGUAY, J.-M. MAC-THIONG, J. A. de GUISE et H. LABELLE : Relation between the sagittal pelvic and lumbar spine geometries following surgical correction of adolescent idiopathic scoliosis. *European Spine Journal*, 16(4):531–536, Apr 2007

Équation

La formule est estimée sur une population de 272 enfants asymptomatiques (de 10 à 18 ans), issue de la cohorte de Mac-Thiong *et coll.* [2007].

$$LL_{L1/S1} = 33,4 + 0,56PI \quad (C.13)$$

C.2.7 [Lafage *et coll.*, 2011]

Référence

V. LAFAGE, F. SCHWAB, S. VIRA, A. PATEL, B. UNGAR et J.-P. FARCY : Spino-pelvic parameters following surgery can be predicted: A preliminary formula and validation of standing alignment. *Spine (Phila Pa 1976)*, 36(13):1037–1045, June 2011

Équations

La formule est estimée sur une population de 179 sujets adultes traités pour une déformation rachidienne.

$$PT = 1,14 + 0,71PI - 0,52LL_{max/S1} - 0,19TK_{T4/max} \text{ (C.14)}$$

$$SVA = -52,9 + 5,9PI - 5,13LL_{max/S1} - 4,45PT - 2,09TK_{T4/max} + 0,57Ag \text{ (C.15)}$$

D Ostéotomies vertébrales, méthodes de planification et techniques de réalisation

Introduction

Dans cette annexe, les techniques de modélisation des gestes chirurgicaux autres que l'ostéotomie transpédiculaire sont abordées. De plus, l'ensemble des méthodes et équations trouvées dans la littérature pour faciliter la planification des ostéotomies vertébrales est abordé dans un second temps.

D.1 Techniques chirurgicales, modélisation et caractérisation du geste d'ostéotomie

Au cours de la revue de littérature et lors de la description des techniques chirurgicales d'ostéotomies, trois types de gestes ont été cités :

1. les ostéotomies postérieures multiples,
2. les ostéotomies transpédiculaires
3. les résections de la colonne vertébrale

Le document principal a été concentré sur la description des ostéotomies transpédiculaires, leur modélisation et leur caractérisation. Les deux autres types de gestes sont détaillés dans cette annexe. Les résultats de trois types de gestes sont modélisés pour tenir compte de l'ensemble des techniques d'ostéotomies décrites dans la littérature :

1. la modélisation des gestes d'ostéotomies postérieures (qui permet de modéliser outre les ostéotomies postérieures multiples, différentes arthrectomies et laminectomies ainsi que l'utilisation d'une cage ou d'un greffon osseux pour lordoser modérément l'espace inter-somatique),
2. la modélisation des gestes d'ostéotomie transpédiculaire,
3. et la modélisation des résections vertébrales.

Il est ainsi possible de simuler un seul ou une combinaison de ces gestes sur la modélisation tridimensionnelle personnalisée préopératoire.

D.1.1 Ostéotomies postérieures multiples

Technique chirurgicale

Cette technique consiste à réséquer une partie de l'arc postérieur, notamment les processus articulaires et épineux sur plusieurs vertèbres. Aurouer *et coll.* [2009] illustrent cette méthode à l'aide de la **FIGURE D.1** pour deux niveaux.

En intervenant sur plusieurs niveaux, le chirurgien peut ainsi progressivement modifier la courbure rachidienne sagittale.

La mise en place de cages facilite la conservation l'espace inter-somatique, notamment du côté antérieur (**FIGURE D.1c**).

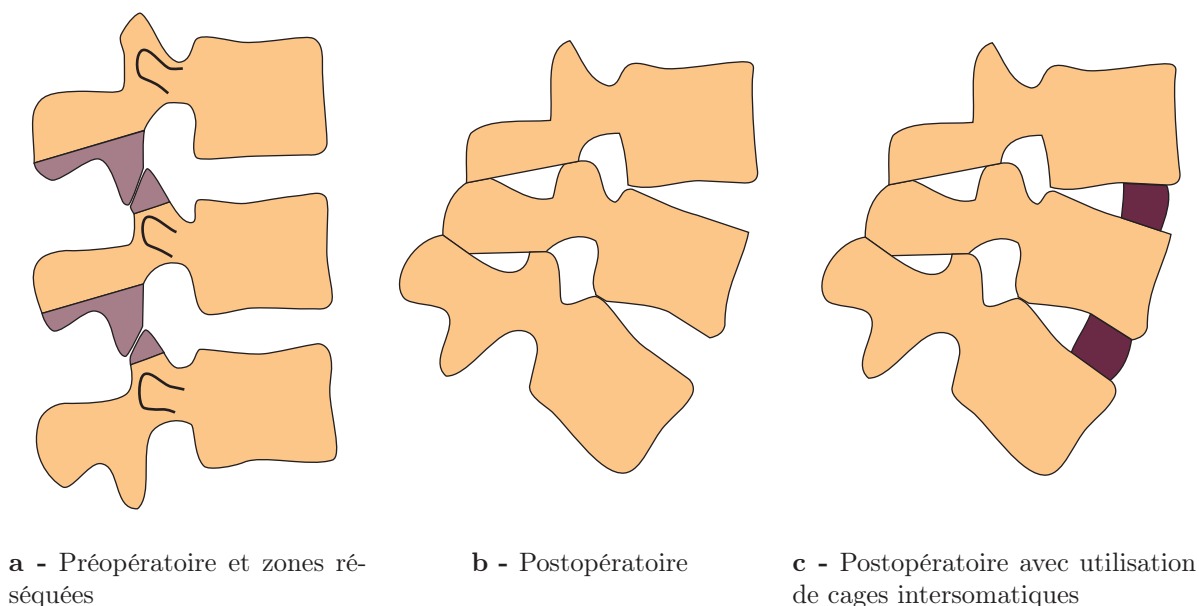


FIGURE D.1 – Schéma de la technique des ostéotomies postérieures multiples : les processus articulaires et épineux sont en partie réséqués. L'utilisation de cages intersomatiques peut permettre de limiter l'affaissement intersomatique et augmenter l'angle de correction. Image d'après Aurouer *et coll.* [2009].

Modélisation du geste

La modélisation 3D personnalisée préopératoire est analysée : un repère local est attaché à chaque objet (un pour les conduits auditifs, un pour chaque vertèbre, un pour le sacrum et un dernier pour le bassin et les membres inférieurs).

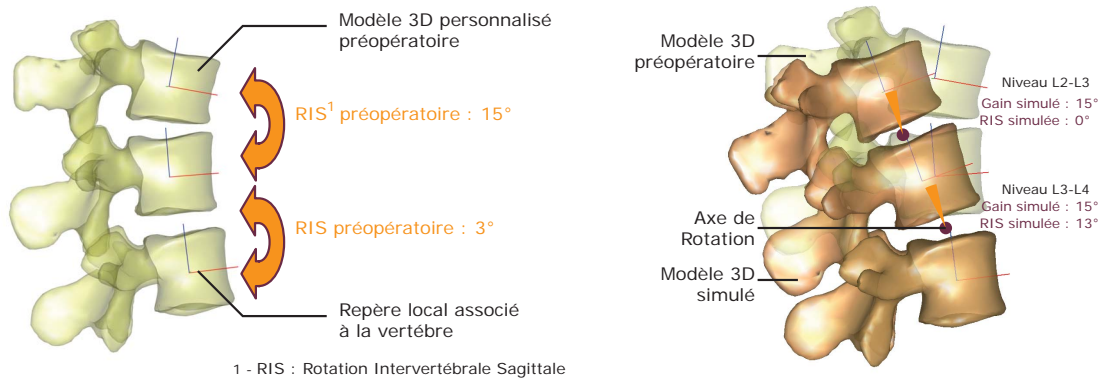
Pour chaque niveau spécifié par l'opérateur, l'ostéotomie postérieure est modélisée par une rotation du corps vertébral par rapport au repère local du niveau sous-jacent. L'origine de l'axe de rotation est placée au milieu du segment reliant les origines des deux repères précités. La direction est la bissectrice des directions sagittales de ces deux repères.

L'amplitude de la rotation est estimée à partir de la rotation intervertébrale sagittale en suivant les observations d'Aurouer *et coll.* [2009] : pour chaque niveau, cette dernière

publication précise que le gain attendu de ces ostéotomies dépend de la courbure préopératoire. Si le segment est cyphosé, le gain peut aller jusqu'à 15° . Entre 0° et 10° de lordose, on peut espérer gagner 10° . En revanche, si le niveau présente déjà une courbure locale lordotique de plus de 10° , il ne faut pas s'attendre à gagner plus de 5° de lordose supplémentaire au moyen d'une ostéotomie postérieure.

Alternativement, l'opérateur peut définir manuellement le gain espéré pour chaque niveau.

Pour ce type d'ostéotomie, l'intervention de l'opérateur peut ainsi se limiter au choix des niveaux sur lesquels intervenir.



a - Création d'un repère local pour chaque vertèbre du modèle tridimensionnel personnalisé de l'examen préopératoire. La rotation intervertébrale sagittale (RIS) peut alors être mesurée.

b - Modèle préopératoire et modèle simulé. Une rotation est appliquée aux vertèbres sur lesquelles est effectuée l'ostéotomie. Le geste est uniquement caractérisé par le gain de courbure estimé pour chaque niveau.

FIGURE D.2 – Modélisation d'ostéotomies postérieures sur deux niveaux d'un segment de rachis lombaire.

Caractérisation du geste

La méthode indique pour chaque niveau la rotation intervertébrale sagittale attendue en postopératoire ainsi que l'amplitude de la correction réalisée (gain estimé de 5° , 10° , 15° ou la valeur spécifiée par l'opérateur).

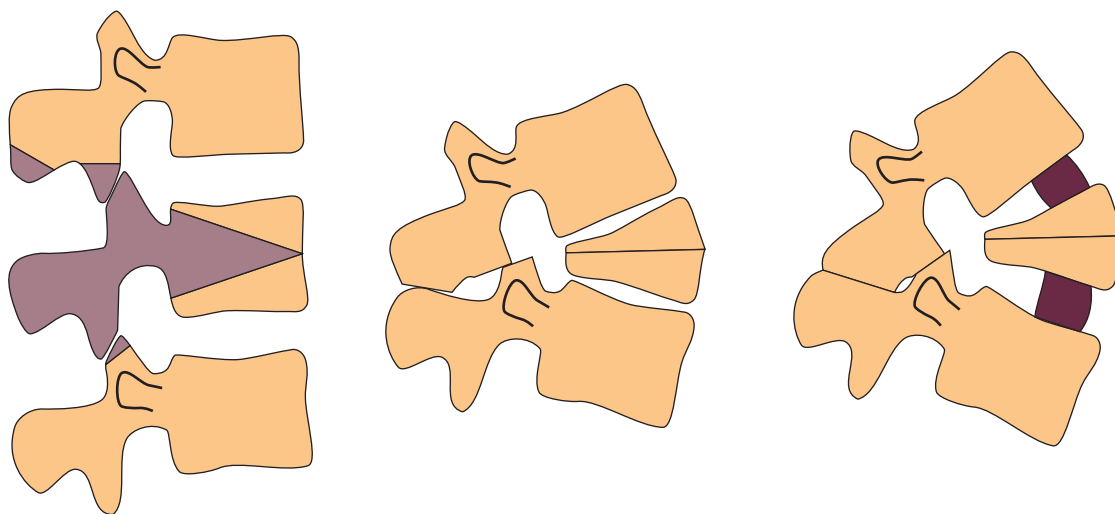
D.1.2 Ostéotomie transpédiculaire

Technique chirurgicale

Cette technique consiste à retirer une partie plus importante d'un niveau isolé. Classiquement, l'ensemble de l'arc postérieur est retiré puis un coin est taillé dans le corps vertébral comme le montre la **FIGURE D.3**.

Comme dans le cas des ostéotomies postérieures, la mise en place de cages peut permettre de conserver l'espace inter-somatique, notamment du côté antérieur (**FIGURE D.3c**).

Selon les auteurs, cette technique permet de gagner de 30° [Bridwell *et coll.*, 2004] à 40° [Danisa *et coll.*, 2000]. Dans certains cas, il est possible de créer une découpe



a - Préopératoire et zones réséquées

b - Postopératoire

c - Postopératoire avec utilisation de cages intersomatiques

FIGURE D.3 – Schéma de la technique de l'ostéotomie transpédiculaire : l'arc postérieur ainsi que le corps vertébral sont en partie réséqués. L'utilisation de cages intersomatiques peut permettre de limiter l'affaissement intersomatique et augmenter l'angle de correction. Image d'après Aurouer *et coll.* [2009].

angulaire plus importante en retirant une partie du disque intervertébral supérieur (**FIGURE D.4b**) ou en effectuant une découpe en « Y » (**FIGURE D.4c**). Certains patients opérés au cours de ces travaux ont pu en particulier bénéficier d'une correction supérieure à 50° .

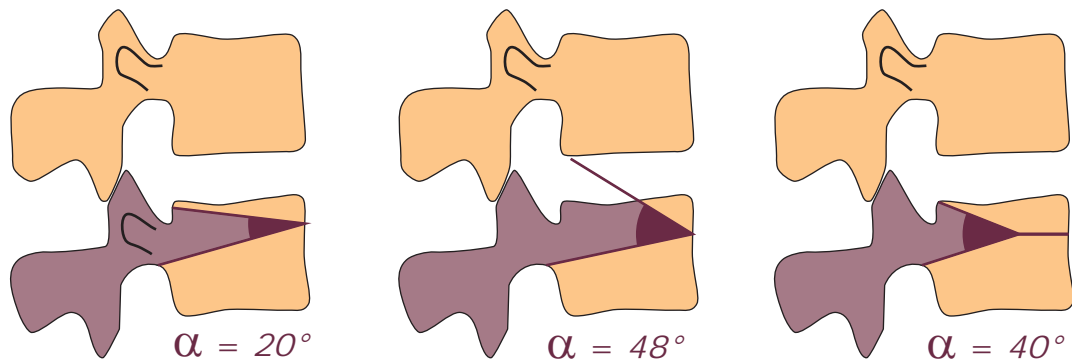
Enfin, une ostéotomie transpédiculaire n'est pas nécessairement symétrique dans le plan coronal. En effectuant un découpage asymétrique dans le corps vertébral ou en ne refermant pas complètement la zone réséquée, le chirurgien peut corriger la courbure et l'alignement dans les plans coronal et sagittal simultanément.

Modélisation du geste

Deux plans de coupes sont définis en fonction de l'angulation et du niveau souhaités. L'opérateur peut cependant redéfinir ces deux plans sans aucune contrainte en trois dimensions sur le modèle personnalisé préopératoire et proposer une correction alternative. Les techniques avancées d'ostéotomie transpédiculaire (ostéotomie trans-discale, **FIGURE D.4b** ou découpe en « Y », **FIGURE D.4c**) peuvent ainsi être modélisées par l'opérateur de la même manière qu'une intervention classique.

Ces plans sont définis par leur normale et une origine. L'intersection entre chaque plan de coupe et la courbure de la colonne vertébrale (spline interpolant les milieux des corps vertébraux) est calculée. Le plan qui intersecte la courbure de la colonne vertébrale au plus haut est appelé « *plan de coupe supérieur* ». L'autre est appelé « *plan de coupe inférieur* ».

L'intersection entre chaque plan de coupe et le modèle 3D personnalisé préopératoire



a - Ostéotomie transpédiculaire conventionnelle

b - Découpe transdiscale

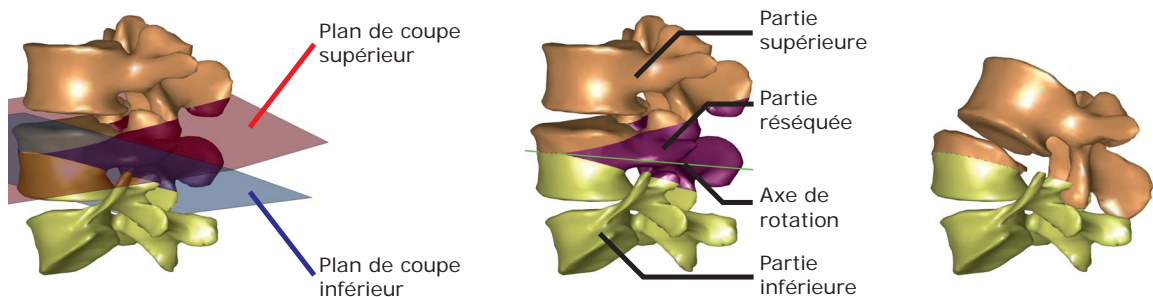
c - Découpe en « Y »

FIGURE D.4 – Quelques techniques d'ostéotomies transpédiculaire permettant de maximiser la correction potentielle.

du patient est alors calculée et les modèles de chaque objet sont tronqués à l'intersection avec chacun de ces plans. Les objets ou parties d'objets au dessus du plan de coupe supérieur constituent un premier sous-ensemble appelé « *ensemble supérieur* » tandis que les objets situés en dessous de plan de coupe inférieur constituent l'« *ensemble inférieur* ». La zone du modèle 3D personnalisé située entre les deux plans de coupe correspond à la partie réséquée et est ignorée de la méthode (**FIGURE D.5b**).

Le mécanisme de fermeture retenu pour simuler l'ostéotomie transpédiculaire est la rotation autour de l'axe commun aux deux plans de coupe. L'intersection entre le plan de coupe supérieur et le plan de coupe inférieur est calculée ainsi que l'angle entre les normales qui caractérisent ces deux plans. L'ensemble supérieur est recalé de manière rigide par la rotation ainsi définie, ce qui amène le plan de coupe supérieur à coïncider avec le plan de coupe inférieur.

Les ensembles supérieurs et inférieurs sont fusionnés et définissent un modèle tridimensionnel personnalisé du patient prenant en compte la stratégie opératoire.



a - L'opérateur indique deux plans de coupe sur le modèle préopératoire.

b - Un axe est défini à l'intersection des deux plans de coupe.

c - Une rotation modélise la fermeture.

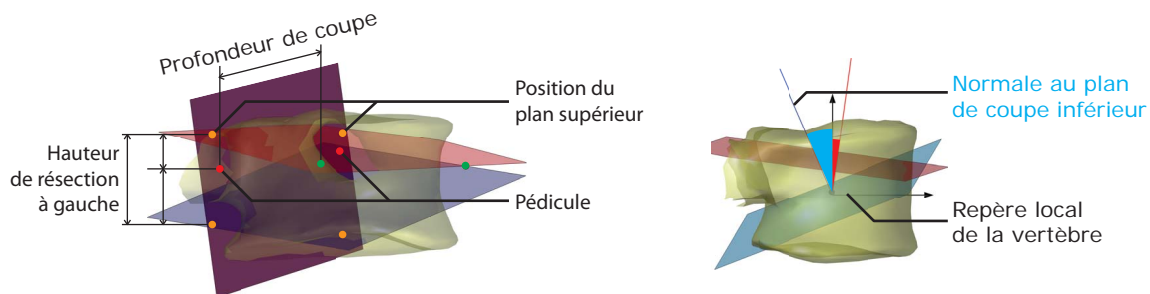
FIGURE D.5 – Modélisation d'une ostéotomie transpédiculaire.

Caractérisation du geste

Le geste chirurgical est caractérisé par les deux plans définis par l'opérateur.

En première approche, l'angle tridimensionnel entre les deux plans de coupes est calculé. Les angles projetés dans les plans coronal et sagittal du patient (calculés à partir du bassin) sont également calculés. Ils correspondent aux angles que l'opérateur pourrait tracer sur la radiographie. Enfin, les angles projetés dans les plans coronal et sagittal associés à la vertèbre réséquée sont ceux que le chirurgien devra reproduire lors de l'intervention, puisqu'ils ne dépendent que de la vertèbre sur laquelle est effectuée l'ostéotomie.

La position des plans de coupe est également caractérisée par rapport aux pédicules, à l'intersection entre le plan de coupe et le mur postérieur (**FIGURE D.6a**). De plus, l'orientation de chaque plan de coupe est mesurée en projection dans le repère local de la vertèbre (**FIGURE D.6b**) et par rapport aux plateaux supérieurs et inférieurs.



a - La distance entre le plan de coupe et chaque pédicule caractérise la découpe planifiée.

b - L'orientation des plans de coupe est quantifiée en projetant les normales aux plans de coupe dans le repère local.

FIGURE D.6 – Caractérisation de la planification d'une ostéotomie transpédiculaire.

La visualisation des plans de coupe dans la modélisation tridimensionnelle personnalisée détaillée donne également au chirurgien une information qualitative sur leurs positions et leurs orientations par rapport aux niveaux adjacents.

D.1.3 Résection de la colonne vertébrale

Technique chirurgicale

Plus récemment décrite, la résection de la colonne vertébrale permet des corrections importantes. La technique se rapproche d'une ostéotomie transpédiculaire qui ne serait pas limitée à un seul niveau : le chirurgien coupe la colonne vertébrale en deux endroits, retire la partie entre les deux plans de coupe puis referme.

Sur le plan mécanique, le mécanisme de fermeture est plus complexe que sur l'ostéotomie transpédiculaire. En effet, la transformation de fermeture combine une rotation et une translation tridimensionnelles. Le mouvement de fermeture est guidé par le chirurgien en faisant glisser les vis pédiculaires implantées aux niveaux sus- et sous-jacents à la zone réséquée le long des tiges postérieures (voir **FIGURE D.7**).

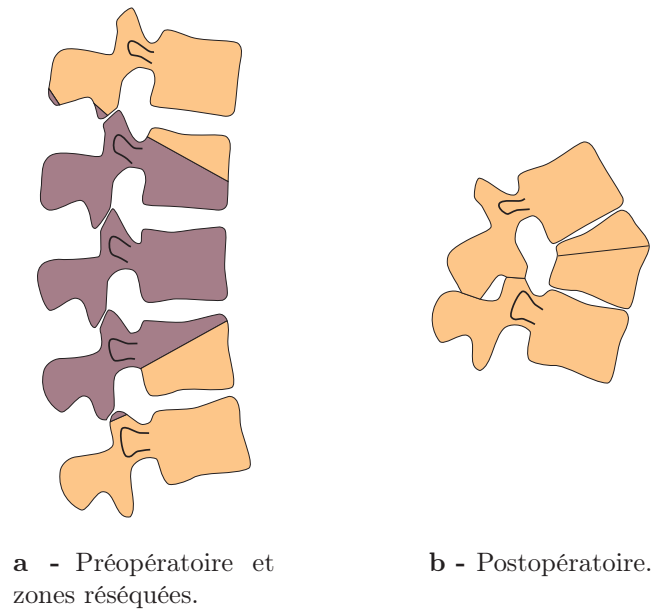


FIGURE D.7 – Schéma de la technique de l'ostéotomie de résection de la colonne vertébrale. La technique s'apparente à une ostéotomie transpédiculaire qui serait étendue à plusieurs niveaux.

Modélisation

Les résections vertébrales sont modélisées à l'aide de l'algorithme détaillé pour les ostéotomies transpédiculaires : l'opérateur définit deux plans de coupe, ce qui permet le calcul des ensembles supérieurs et inférieurs.

En revanche, la fermeture de l'ostéotomie est simulée spécifiquement pour cette technique (**FIGURE D.8**). Le repère local de la vertèbre la plus proche du plan de coupe est utilisé pour définir une direction postéro-antérieure à ce dernier. Il devient de fait possible de définir un repère orthonormé, centré sur l'origine du plan, orienté par la normale et la projection de la direction postéroantérieure du repère vertèbre sur le plan de coupe. Un repère caractérisant le plan de coupe inférieur est défini de la même manière.

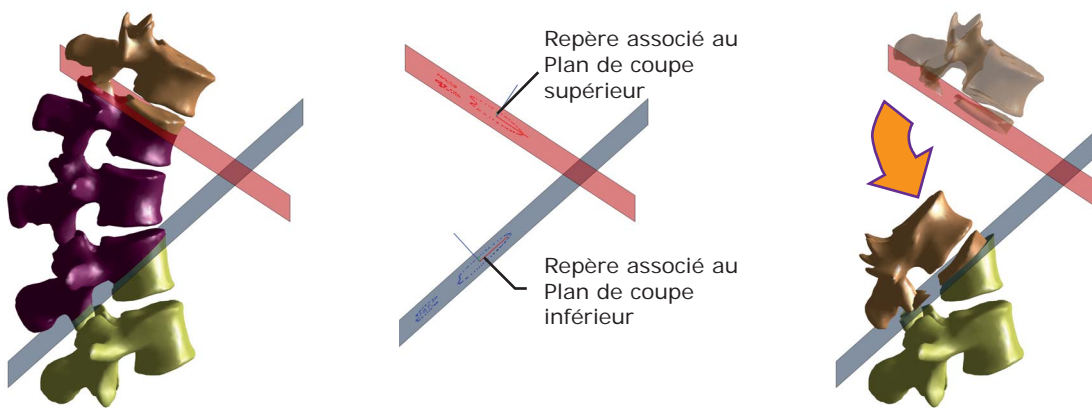
La transformation de fermeture est ainsi définie au moyen de la matrice de passage ramenant le repère du plan supérieur sur le repère du plan inférieur.

Cette transformation est appliquée à l'ensemble supérieur qui est enfin fusionné à l'ensemble inférieur.

Caractérisation du geste

La caractérisation du geste chirurgical est calquée sur celle développée pour l'ostéotomie transpédiculaire.

La vertèbre la plus proche de chaque plan de coupe est utilisée pour permettre le calcul de la distance aux pédicules sur le mur postérieur. De même, l'orientation du plan de coupe est quantifiée par rapport au repère local de la vertèbre et par rapport aux repères associés à chaque plateau vertébral.



a - L'opérateur indique deux plans de coupe sur le modèle préopératoire.

b - Un repère est calculé pour chaque plan de coupe à partir du repère local de la vertèbre intersectée.

c - La matrice de passage du repère du plan de coupe supérieur au repère du plan inférieur caractérise transformation de fermeture.

FIGURE D.8 – Modélisation d'une résection de la colonne vertébrale. La modélisation reprend celle de l'ostéotomie transpédiculaire mais la fermeture est réalisée différemment.

Alternativement, l'opérateur peut choisir la vertèbre de référence pour caractériser chacun des deux plans.

La reconstruction précise des niveaux adjacents aux plans de coupe permet aussi au chirurgien d'apprécier de manière qualitative leur position par rapport aux vertèbres.

D.2 Planification chirurgicale : définition de la correction

Plusieurs équipes ont proposé des techniques et critères de planification chirurgicale des ostéotomies. Cette annexe rappelle les principales formules utilisées.

D.2.1 [Jacotot, 1999]

Référence

A. JACOTOT : Planification pré-opératoire des osteotomies vertébrales. Mémoire de D.E.A. / MASTER 2, Arts et Metiers ParisTech, 1999

Équation

L'étude propose une méthode de planification d'ostéotomie en fixant la version pelvienne à sa valeur moyenne dans la population asymptomatique soit :

$$PT = 12 \tag{D.1}$$

D.2.2 [Pigge *et coll.*, 2008]

Référence

R. R. PIGGE, F. J. SCHEERDER, T. H. SMIT, M. G. MULLENDER et B. J. van ROYEN : Effectiveness of preoperative planning in the restoration of balance and view in ankylosing spondylitis. *Neurosurgical Focus*, 24(1):E7, 2008

Équation

L'étude propose une méthode et un logiciel pour estimer l'angle de coupe (*PSOAngle*) d'une ostéotomie transpédiculaire.

$$PSOAngle = \arctan\left(\frac{y}{z}\right) \tag{D.2}$$

ce qui revient à écrire que la résection doit être égale au gain d'inclinaison espéré.

D.2.3 [Rose *et coll.*, 2009]

Référence

P. S. ROSE, K. H. BRIDWELL, L. G. LENKE, G. A. CRONEN, D. S. MULCONREY, J. M. BUCHOWSKI et Y. J. KIM : Role of pelvic incidence, thoracic kyphosis, and patient factors on sagittal plane correction following pedicle subtraction osteotomy. *Spine (Phila Pa 1976)*, 34(8):785–791, Apr 2009

Équations

L'étude propose trois inégalités pour aider la planification d'ostéotomies vertébrales

$$LL < -10 - PI \tag{D.3}$$

$$LL < -15 - TK \tag{D.4}$$

$$LL \leq 45 - PI - TK \tag{D.5}$$

D.2.4 [Smith *et coll.*, 2010]

Référence

J. S. SMITH, S. BESS, C. I. SHAFFREY, D. C. BURTON, R. A. HART et R. HOSTIN : Common mathematical formulas fail to predict postoperative sagittal alignment: Confirmation of a need for more advanced equations. *In 17th International Meeting on Advanced Spinal Techniques, Toronto*, 2010

Équation

L'étude évalue la performance de différentes équations de la littérature, notamment celles de Lafage *et coll.* [2011], Pigge *et coll.* [2008], Rose *et coll.* [2009]. En outre, l'équation suivante est évaluée :

$$LL < -20 - TK \tag{D.6}$$

D.2.5 [Aurouer *et coll.*, 2009] et [Lafage *et coll.*, 2011]

Aurouer *et coll.* [2009] proposent une méthode de planification à partir des équations de Gille [2006] (voir C.2.4, *équation* C.11) et Vialle *et coll.* [2005] (voir C.2.2, *équation* C.7).

Lafage *et coll.* [2011] proposent une méthode de planification basée sur les formules détaillées précédemment (voir C.2.7, *équation* C.14 et *équation* C.15).

MODELISATION 3D GLOBALE DU SQUELETTE POUR L'AIDE AU DIAGNOSTIC ET A LA PRISE EN CHARGE DES PATHOLOGIES RACHIDIENNES AFFECTANT L'EQUILIBRE POSTURAL

RÉSUMÉ : La prise en compte de l'équilibre postural global lors de la prise en charge de certaines pathologies rachidiennes peut permettre d'éviter certaines complications biomécaniques. D'autre part, le système EOS™ (EOS™ imaging, Paris) permet l'analyse globale personnalisée de la géométrie du squelette en trois dimensions. L'objectif de cette thèse est d'améliorer la prise en charge des pathologies rachidiennes en tirant parti des fonctionnalités de cette nouvelle modalité.

Dans un premier temps, les outils, méthodes et protocoles nécessaires à une telle évaluation ont été mis en place et validés. Ce dispositif a ainsi permis d'évaluer de manière quantitative la posture par rapport à la ligne de gravité sur 93 patients en routine clinique et de la comparer à celle de 23 sujets sains. Cette première approche a ainsi permis de définir de nouveaux critères pour l'analyse de l'équilibre postural tridimensionnel en routine clinique. L'analyse de l'équilibre chez 25 patients souffrant de sévères troubles posturaux a ensuite permis de proposer un modèle estimant la version pelvienne postopératoire suite à la correction de la courbure rachidienne au moyen d'ostéotomies vertébrales. Une assistance à la décision a été enfin proposée sous la forme d'une méthode de planification chirurgicale de ces interventions. Cette méthode utilise ce modèle de stratégie posturale pour prédire le résultat postopératoire de l'intervention à partir de la configuration géométrique préopératoire du patient et des gestes prévus.

Ces travaux ont ainsi confirmé l'intérêt de l'analyse tridimensionnelle globale et proposé des méthodes permettant la prise en compte de ces aspects en routine clinique tout au long de la prise en charge thérapeutique des patients.

Mots clés : Modèle 3D personnalisé, Equilibre Postural, Ligne de Gravité, Planification Chirurgicale, Ostéotomies vertébrales.

3D GLOBAL MODELLING OF THE SKELETON TO HELP DIAGNOSE AND CARE SPINAL DISEASES ASSOCIATED WITH BALANCE DISORDERS

ABSTRACT : Taking global balance into account may help avoid biomechanical complications when caring some spinal disorders. The EOS™ system (EOS™ imaging, Paris) is designed to investigate the patient head-to-foot specific three-dimensional geometry of the skeleton in clinical routine. This work aims at taking advantage of this new modality to improve caring spinal diseases associated with balance disorders.

First, tools, methods and protocols were developed and validated to be able to conduct such an evaluation. Thus, we could quantify postural balance on 93 patients with spinal disorders in clinical routine and compare the calculated parameters with a population of 23 asymptomatic volunteers. This study yielded new criteria to evaluate three-dimensional postural balance in clinical routine. Analyzing postural balance on 25 patients with severe spinal disorders, we could then define a postural model to estimate pelvic tilt after correction of the lumbar curvature using vertebral osteotomies. At last, decision-making support was provided by means of a surgical planning method for these particular interventions. Based on the postural model, this method predicts the postoperative geometry of the skeleton from the preoperative geometric configuration and the intended surgical gestures.

Keywords : 3D patient specific model, postural balance, gravity line, surgery planning, vertebral osteotomy.