



HAL
open science

Développement d'un modèle biomécanique du rachis basé sur les relations 3D internes – externes : radiographie bi-planaire et franges de Moiré

Perrine Saunier Koell

► **To cite this version:**

Perrine Saunier Koell. Développement d'un modèle biomécanique du rachis basé sur les relations 3D internes – externes : radiographie bi-planaire et franges de Moiré. Médecine humaine et pathologie. Université Claude Bernard - Lyon I, 2010. Français. NNT : 2010LYO10258 . tel-00577629

HAL Id: tel-00577629

<https://theses.hal.science/tel-00577629>

Submitted on 17 Mar 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.

THESE DE L'UNIVERSITE DE LYON

Délivrée par

L'UNIVERSITE CLAUDE BERNARD LYON 1

ECOLE DOCTORALE MEGA

Spécialité : Biomécanique

DIPLOME DE DOCTORAT

(arrêté du 7 août 2006)

soutenue publiquement le

24 novembre 2010

par

Perrine SAUNIER - KOELL

TITRE :

Développement d'un modèle biomécanique du rachis
basé sur les relations 3D internes – externes :
radiographie bi-planaire et franges de Moiré

Directeur de thèse : Laurence CHEZE
Codirecteur de thèse : Raphaël DUMAS

JURY

M. Jean LEGAYE	Docteur aux UCL de Mont-Godinne, Yvoir, Belgique	Président
M. Jacques DE GUISE	Professeur, Ecole de Technologie Supérieure, Montréal	Rapporteur
M. Frédéric MARIN	Professeur, UTC, Compiègne	Rapporteur
M. Mathieu DE SEZE	Docteur au CHU Pellegrin, Bordeaux	Examineur
Mme. Laurence CHEZE	Professeur, UCBL, Lyon	Directrice
M. Raphaël DUMAS	Maître de Conférences, UCBL, Lyon	Co-directeur

UNIVERSITE CLAUDE BERNARD - LYON 1

Président de l'Université

Vice-président du Conseil Scientifique

Vice-président du Conseil d'Administration

Vice-président du Conseil des Etudes et de la Vie
Universitaire

Secrétaire Général

M. le Professeur L. Collet

M. le Professeur J-F. Mornex

M. le Professeur G. Annat

M. le Professeur D. Simon

M. G. Gay

COMPOSANTES SANTE

Faculté de Médecine Lyon Est – Claude Bernard

Faculté de Médecine Lyon Sud – Charles Mérieux

UFR d'Odontologie

Institut des Sciences Pharmaceutiques et Biologiques

Institut des Sciences et Techniques de Réadaptation

Département de Biologie Humaine

Directeur : M. le Professeur J. Etienne

Directeur : M. le Professeur F-N. Gilly

Directeur : M. le Professeur D. Bourgeois

Directeur : M. le Professeur F. Locher

Directeur : M. le Professeur Y. Matillon

Directeur : M. le Professeur P. Farge

COMPOSANTES ET DEPARTEMENTS DE SCIENCES ET TECHNOLOGIE

Faculté des Sciences et Technologies

Département Biologie

Département Chimie Biochimie

Département GEP

Département Informatique

Département Mathématiques

Département Mécanique

Département Physique

Département Sciences de la Terre

UFR Sciences et Techniques des Activités Physiques
et Sportives

Observatoire de Lyon

Ecole Polytechnique Universitaire de Lyon 1

Institut Universitaire de Technologie de Lyon 1

Institut de Science Financière et d'Assurance

Institut Universitaire de Formation des Maîtres

Directeur : M. le Professeur F. Gieres

Directeur : M. le Professeur C. Gautier

Directeur : Mme le Professeur H. Parrot

Directeur : M. N. Siauve

Directeur : M. le Professeur S. Akkouche

Directeur : M. le Professeur A. Goldman

Directeur : M. le Professeur H. Ben Hadid

Directeur : Mme S. Fleck

Directeur : M. le Professeur P. Hantzpergue

Directeur : M. C. Collignon

Directeur : M. B. Guiderdoni

Directeur : M. le Professeur J. Lieto

Directeur : M. le Professeur C. Coulet

Directeur : M. le Professeur J-C. Augros

Directeur : M R. Bernard

REMERCIEMENTS

Je tiens à remercier très sincèrement

Le Professeur Laurence Chèze, pour m'avoir proposé ce sujet et avoir dirigé ces travaux de thèse au sein du Laboratoire de Biomécanique et Mécanique des Chocs (LBMC). Son implication, sa passion pour la biomécanique, ses remarques et son soutien sont inestimables.

Raphaël Dumas, Maître de conférences, pour avoir co-dirigé cette thèse. Ses connaissances, sa disponibilité, ses conseils, son enthousiasme et son indulgence m'ont été d'une grande aide pour l'aboutissement de ce travail.

Fouad Elbaroudi et Kemal Bayram, pour m'avoir accueillie dans leur entreprise, AXS MEDICAL (auparavant AXS INGENIERIE). Cette expérience a été très enrichissante, m'a ouvert les yeux sur bien des aspects de la vie des petites entreprises et m'a permis d'acquérir de nouvelles compétences.

Les membres du jury pour avoir accepté de juger ce travail.

Les Docteurs Mathieu De Sèze, Jean Legaye et Georges De Korvin, pour leur participation et leurs conseils concernant les aspects cliniques de cette étude et d'autres projets.

Mes collègues au sein d'AXS MEDICAL. En particulier Bertrand Blanchard pour ses compétences scientifiques, Sébastien Sègue et Phuong Nguyen pour leurs conseils en informatique, Sébastien Vigier pour ses connaissances du monde clinique, ainsi que tous les autres collègues ou stagiaires ayant participé aux projets de cette société, pour leurs discussions, leur intérêt et leur implication dans les différents projets, la bonne ambiance qu'ils ont su faire régner, chacun m'aura beaucoup apporté.

Les chercheurs et les étudiants du LBMC, notamment l'équipe de recherche « Biomécanique et Orthopédie », au sein duquel j'ai pris plaisir à travailler, pour l'échange scientifique permanent, l'implication de chacun dans son travail et l'intérêt de tous pour le travail des autres. Mes venues à Lyon étaient toujours très enrichissantes, instructives et motivantes. Merci en particulier à William, Florent, Guillaume, Mathieu, Cindy, Angèle, Sebastian, Xavier pour m'avoir fait une place dans leur bureau et pour leur bonne humeur, à Yoann et Philippe pour l'accès à des données m'ayant servi à valider mon travail.

Lionel Frossard, enseignant au sein du département de mécanique de l'université Lyon 1, pour ses conseils concernant la modélisation dynamique.

David et Marianne ainsi que Vivien et Agathe grâce à qui mes semaines à Lyon étaient aussi agréables et enrichissantes à l'extérieur qu'au sein du laboratoire.

Toute ma famille, pour son soutien et sa présence, en toutes circonstances.

Christian, pour tout.

RESUME

De nos jours, la radiographie est l'examen de référence pour le suivi des pathologies de la colonne vertébrale. La radiographie bi-planaire permet de plus, par reconstruction 3D, d'évaluer la configuration spatiale de la colonne vertébrale. Cependant, les expositions radiographiques répétées entraînent une augmentation du risque de cancer.

Une solution pour réduire les doses de radiation peut être de remplacer certains examens radiographiques par une mesure de la surface du dos. Cette mesure non-invasive permet, entre autre, d'obtenir un grand nombre de paramètres cliniques utiles pour le diagnostic et le suivi des pathologies. Cette mesure permet également d'estimer la configuration du rachis si l'on met en place une modélisation biomécanique adaptée.

Le travail réalisé dans cette thèse consiste à développer et mettre en œuvre une telle modélisation basée sur les informations personnalisées à la fois internes et externes. Le dispositif Biomod 3S (développé par la société AXS Ingénierie, Bordeaux) offre la possibilité d'une acquisition simultanée de radiographies et de surfaces du dos par franges de Moiré. Cette acquisition sur une quinzaine de sujets scoliotiques (des Hôpitaux Universitaires de Bordeaux) a notamment permis d'évaluer les relations entre plusieurs paramètres 3D internes (e.g., la rotation axiale des vertèbres) et de nombreux paramètres 3D externes (e.g., les gibbosités et flèches). Cette acquisition simultanée permet également de prédire la nouvelle configuration de la colonne vertébrale dans une seconde posture où seule la mesure de surface du dos est effectuée. Pour cela, la modélisation en multi-corps rigides articulés qui a été développée (sous Scilab) utilise (a) la géométrie personnalisée de la colonne vertébrale reconstruite dans la première posture et (b) des contraintes issues de la mesure de la surface du dos dans les deux postures (e.g., position de C7). Le modèle a pu être validé sur une dizaine de sujets sains dont la colonne vertébrale et la surface du dos ont été reconstruits en 3D dans différentes positions (debout, penché en avant) à l'aide d'un IRM positionnel. Le modèle a pu également être exploité sur quelques sujets pathologiques.

Ce travail, qui a exploré et exploité de nombreuses informations 3D internes et externes, ouvre des perspectives pour le diagnostic et le suivi non-invasif des pathologies de la colonne vertébrale.

MOTS-CLE : rachis, modélisation multi-corps, radiographie bi-planaire, franges de Moiré

TITLE : Development of a biomechanical model of the spine based on 3D internal-external relationships: bi-planar radiography and Moiré fringes

ABSTRACT

Nowadays, radiography is the gold standard for the follow up of spinal pathologies. Furthermore, bi-planar radiography allows the assessment of vertebrae configuration, by 3D reconstruction. However, multiple radiographic examinations during childhood and adolescence increase the risk of breast cancer among women.

To reduce radiation doses, some radiographic assessments could be replaced by the back surface evaluation. This kind of non-invasive procedure allows for acquisition of many clinical parameters useful for spinal pathologies diagnosis and follow-up. Moreover, with an appropriate biomechanical model, the back surface measurements could be used to estimate the spine configuration.

The aim of this thesis is to develop and implement such a model based on personalized internal and external data. The Biomod 3S device has been developed by the company AXS MEDICAL SAS, Bordeaux, France. It offers the possibility of simultaneous acquisitions of X-rays and Moiré fringes to obtain 3D reconstructions of the spine and the back surface. Such acquisitions on fifteen scoliotic subjects have enabled us to assess several relationships

between internal 3D parameters (for example axial rotation of vertebrae) and external 3D parameters (for example rib hump). The spine configuration and the back surface obtained during this acquisition will also be used as initial position to develop (with Scilab) the multi-body model. The other data used by the model are the back surface in a second position and constraints obtained from the surface in both positions (for example displacement of C7 vertebra). The model has been validated on nine healthy subjects, whose 3D spine and back surface were reconstructed in several positions (standing, leaning forward, sitting) from MRI acquisitions. Moreover, the model has been operated on a pathological subject.

This work has explored and utilized many spine and back surface information and leads the way to non-invasive diagnosis and follow-up of spinal disease.

KEYWORDS : spine, multi-body model, bi-planar radiography, Moiré fringes

DISCIPLINE

Biomécanique

INTITULE ET ADRESSE DE L'U.F.R. OU DU LABORATOIRE :

LBMC UMR_T 9406 - Laboratoire de Biomécanique et Mécanique des Chocs
Université Claude Bernard Lyon 1 – INRETS
Faculté des Sciences et Technologies
Département de Mécanique
Bâtiment Oméga, 43 Boulevard du 11 novembre 1918
69622 Villeurbanne cedex

TABLE DES MATIERES

REMERCIEMENTS	3
INTRODUCTION.....	9
CHAPITRE 1	
BIBLIOGRAPHIE.....	11
1 ANATOMIE / PATHOLOGIES DU RACHIS	11
1.1 <i>Les repères anatomiques du rachis</i>	11
1.1.1 Repère de référence du corps humain en posture debout.....	11
1.1.2 Repères spécifiques du rachis.....	12
1.1.2.1 Repère local vertébral (Figure 2-a)	12
1.1.2.2 Repère régional (Figure 2-b).....	13
1.1.2.3 Repère spinal (Figure 2-c)	13
1.1.2.4 Repère global (Figure 2-d).....	13
1.2 <i>Anatomie descriptive du rachis sain</i>	13
1.2.1 Posture rachidienne	13
1.2.2 Les vertèbres	14
1.2.3 Les articulations intervertébrales.....	14
1.2.4 Le bassin.....	16
1.2.5 Aspects ligamentaires et musculaires	16
1.2.6 Aspects neurologiques.....	18
1.3 <i>Le rachis pathologique</i>	18
1.3.1 Troubles de la posture et des mobilités rachidiennes.....	18
1.3.2 La scoliose.....	18
1.3.2.1 Définition.....	18
1.3.2.2 Déformations globales	19
1.3.2.3 Déformations locales	20
1.3.2.4 Classifications 3D des scoliose	20
1.4 <i>Conclusion sur la partie d'anatomie</i>	21
2 ANALYSE CLINIQUE	22
2.1 <i>Méthodes de mesures du rachis et du dos en posture et en mobilité</i>	22
2.1.1 Radiographie conventionnelle	22
2.1.1.1 Principe général	22
2.1.1.2 Avantages et limites dans le cadre des troubles de la posture rachidienne.....	22
2.1.2 Radiographie biplane.....	23
2.1.2.1 Principe général	23
2.1.2.2 Avantages et limites dans le cadre des troubles de la posture rachidienne.....	24
2.1.3 Tomodensitométrie (ou scanner ou CT-scan).....	24
2.1.3.1 Principe général	24
2.1.3.2 Avantages et limites dans le cadre des troubles de la posture rachidienne.....	25
2.1.4 Imagerie par Résonnance Magnétique (IRM)	25
2.1.4.1 Principe général	25
2.1.4.2 Avantages et limites dans le cadre des troubles de la posture rachidienne.....	26
2.1.5 Outils de « mesure directe » des paramètres externes	26
2.1.5.1 Principe général	26
2.1.5.2 Avantages et limites dans le cadre des troubles de la posture rachidienne.....	27
2.1.6 Acquisitions optiques de la surface du dos (franges de Moiré, lumière structurée...).....	27
2.1.6.1 Principe général	27
2.1.6.2 Avantages et limites dans le cadre des troubles de la posture rachidienne.....	27
2.1.7 Acquisitions de la surface du tronc complet	28
2.1.7.1 Principe général	28
2.1.7.2 Avantages et limites dans le cadre des troubles de la posture rachidienne.....	28
2.1.8 Acquisitions de mobilités / acquisitions dynamiques	28
2.1.8.1 Principe général	28
2.1.8.2 Avantages et limites dans le cadre des troubles de la posture rachidienne.....	29
2.1.9 Conclusion sur les systèmes d'acquisition du rachis et du dos	29
2.2 <i>Paramètres cliniques du rachis et du dos</i>	31
2.2.1 Paramètres cliniques du rachis	31
2.2.1.1 Paramètres dans le plan frontal.....	31
2.2.1.2 Paramètres dans le plan sagittal	32
2.2.1.3 Paramètres dans le plan transversal	33
2.2.1.4 Paramètres 3D.....	34
2.2.2 Paramètres cliniques de la surface du dos et du tronc.....	35

2.2.2.1	Paramètres dans le plan frontal	35
2.2.2.2	Paramètres dans le plan sagittal	36
2.2.2.3	Paramètres dans le plan transversal	37
2.3	<i>Relations internes – externes</i>	39
2.3.1	Tableau de synthèse de la littérature.....	39
2.3.2	Points à retenir.....	40
2.3.3	Faisabilité.....	42
3	PREDICTION DE LA CONFIGURATION DU RACHIS A PARTIR DE DONNEES EXTERNES	43
3.1	<i>Méthodes de reconstruction 3D du rachis à partir de données uniquement externes</i>	43
3.1.1	Tableau de synthèse de la littérature.....	43
3.1.2	Points à retenir.....	44
3.1.3	Faisabilité.....	46
3.2	<i>Modèles biomécaniques 3D du rachis et simulation de son évolution</i>	46
3.2.1	Tableau de synthèse de la littérature.....	46
3.2.2	Points à retenir.....	48
3.2.3	Faisabilité.....	50
3.3	<i>Conclusion sur les modèles de prédiction de la configuration du rachis</i>	50

CHAPITRE 2

ETUDE CLINIQUE : PARAMETRES ET CORRELATIONS INTERNES / EXTERNES DU RACHIS 51

1	PRISE EN MAIN ET DEVELOPPEMENT D'OUTILS DE MESURE.....	51
1.1	<i>Biomod 3S : validation</i>	51
1.1.1	Principe d'acquisition et de reconstruction de Biomod 3S	51
1.1.2	Le marquage CE.....	54
1.1.3	Validation technique de Biomod 3S	54
1.1.3.1	Validation de la justesse des mesures	54
1.1.3.2	Validation de la précision de la reconstruction 3D Biomod 3S/E.....	58
1.1.3.3	Comparaison de la validation de la reconstruction 3D obtenue avec Biomod 3S/E par rapport aux autres reconstructions issues de la littérature	59
1.1.4	Conclusions sur mon rôle au niveau du produit Biomod 3S.....	59
1.2	<i>Biomod L : développement et validation</i>	60
1.2.1	Principe d'acquisition et d'exploitation de Biomod L.....	60
1.2.2	Validation de Biomod L	61
1.2.3	Les différentes étapes du développement de Biomod L	61
1.2.4	Conclusions sur mon rôle au niveau du produit Biomod L	62
1.3	<i>Biomod : générations futures, projets en cours</i>	62
1.3.1	Reconstruction 3D du tronc complet	62
1.3.2	Mobilités	62
1.3.3	Dynamique	62
2	ETUDE STATISTIQUE CHEZ UNE POPULATION SCOLIOTIQUE IDIOPATHIQUE	63
2.1	<i>Méthodologie</i>	63
2.1.1	Les patients.....	63
2.1.2	Les paramètres étudiés	63
2.1.3	L'exploitation des données.....	65
2.2	<i>Résultats</i>	66
2.2.1	Résultats principaux concernant les corrélations internes - externes.....	66
2.2.2	Détail des corrélations angles Biomod / angles de Cobb.....	68
2.2.3	Autres corrélations fortes de l'angle Biomod maximal	69
2.2.4	Corrélation entre les déviations latérales maximales	71
2.2.5	Corrélation entre l'asymétrie des triangles de taille et la déviation vertébrale latérale.....	72
2.2.6	Corrélation entre la gibbosité et la rotation axiale maximales.....	73
2.3	<i>Discussion et conclusions sur l'étude statistique</i>	74

CHAPITRE 3

DEVELOPPEMENT ET VALIDATION D'UN MODELE DE PREDICTION DE LA CONFIGURATION DU RACHIS A PARTIR DE MESURES DE LA SURFACE DU DOS 76

1	DEVELOPPEMENT DU MODELE	77
1.1	<i>Mise en place du modèle</i>	77
1.1.1	Paramètres, contraintes et équations à vérifier	77
1.1.1.1	Paramètres	77
1.1.1.2	Contraintes de corps rigides.....	77
1.1.1.3	Contraintes cinématiques.....	78
1.1.1.4	Contraintes motrices	79
1.1.1.5	Efforts liés aux raideurs articulaires.....	79
1.1.1.6	Autres efforts appliqués au modèle : « relations internes-externes »	80

1.1.1.7	Equations de la dynamique	81
1.1.1.8	Résumé	82
1.1.2	Mise en place des équations	83
1.1.2.1	Calcul des paramètres vertébraux L_i , α_i et β_i	83
1.1.2.2	Expression des matrices de changement de base	83
1.1.2.3	Calcul des coordonnées n_{Pi} d'un point P_i dans le repère non orthonormé d'une vertèbre	84
1.1.2.4	Détermination de la rotation de la vertèbre i par rapport à la vertèbre $i-1$ dans le mouvement du temps t au temps $t+1$	85
1.1.2.5	Calcul des efforts généralisés.....	87
1.1.2.6	Calcul de la matrice Jacobienne des contraintes et de sa dérivée.....	90
1.1.2.7	Equations à vérifier.....	92
1.2	<i>Résolution des équations</i>	92
1.2.1	Méthode d'optimisation	92
1.2.1.1	Ecriture de la fonction	92
1.2.2	Résolution des équations de la dynamique.....	93
1.2.2.1	Méthode des multiplicateurs de Lagrange	93
1.2.2.2	Détermination des paramètres et des vitesses au temps $t+\Delta t$	94
1.2.2.3	Stabilisation des contraintes et convergence de la solution.....	95
1.2.2.4	Résumé : résolution des équations de la dynamique.....	96
1.2.3	Choix final de la méthode de résolution	96
2	VALIDATION DU MODELE SUR SUJETS SAINS	97
2.1	<i>Les données du projet Vudegfem</i>	97
2.2	<i>Méthode</i>	97
2.3	<i>Résultats</i>	99
3	APPLICATION DU MODELE SUR UN SUJET PATHOLOGIQUE.....	100
3.1	<i>Empreinte initiale</i>	100
3.2	<i>Position finale</i>	100
3.3	<i>Recalage des données dans l'espace</i>	100
3.4	<i>Exécution du modèle</i>	101
4	CONCLUSIONS ET PERSPECTIVES CONCERNANT LE MODELE.....	102
4.1	<i>Le modèle réalisé</i>	102
4.2	<i>Les limites et perspectives du modèle</i>	102
4.2.1	Raideurs intervertébrales.....	102
4.2.2	Masse des vertèbres.....	102
4.2.3	Approximation liaison rotule / Position du centre de rotation	102
4.2.4	Détermination du pas de temps Δt pour la résolution des équations	103
4.2.5	Choix des relations internes – externes	103
4.2.6	Raideurs utilisées pour les relations internes – externes.....	103
4.2.7	Application au suivi de pathologies rachidiennes.....	103
4.2.8	Prise en compte de la croissance	103
	CONCLUSION GENERALE	104
	PUBLICATIONS ET COMMUNICATIONS	106
1	PUBLICATION DANS UNE REVUE INTERNATIONALE	106
2	BREVET	106
3	COMMUNICATIONS DANS DES CONGRES NATIONAUX AVEC ACTES	106
4	AUTRES COMMUNICATIONS DANS DES CONGRES NATIONAUX	106
	RÉFÉRENCES.....	107
	INDEX DES FIGURES	114
	INDEX DES TABLEAUX.....	117
	ANNEXE 1 : DETERMINATION DE LA MATRICE DE MASSE	118
	ANNEXE 2 : PROTOCOLE SCANNER.....	120

INTRODUCTION

Le projet de recherche réalisé au cours de cette thèse CIFRE s'inscrit dans le cadre d'une collaboration industrielle et scientifique entre la société AXS MEDICAL et le Laboratoire de Biomécanique et Mécanique des Chocs (LBMC).

Le LBMC est une unité mixte de recherche de l'INRETS (Institut National de REcherche sur les Transports et leur Sécurité) et de l'Université Claude Bernard – Lyon 1, dont les principaux thèmes de recherche sont la biomécanique des chocs, le comportement au choc des structures, l'ergonomie et la modélisation biomécanique pour l'orthopédie, le sport et la réadaptation fonctionnelle.

Depuis de nombreuses années, l'équipe biomécanique et orthopédie réalise des travaux, entre autres, sur l'analyse du mouvement (analyse de la marche, de gestes sportifs...) et la modélisation biomécanique du système ostéo-articulaire (modélisation multi-corps rigides, éléments finis...).

AXS INGENIERIE est une entreprise dont le cœur de métier est l'ingénierie dans les domaines aéronautique, portuaire, industriel et biomécanique. Depuis 2001, une unité de l'entreprise basée à Mérignac (33) s'est consacrée au développement de dispositifs et logiciels médicaux d'aide au diagnostic de pathologies rachidiennes (Biomod™). Le projet B3S a abouti au dispositif Biomod 3S, permettant la reconstruction 3D du rachis à partir de deux radiographies et la fusion de celle-ci avec la surface du dos acquise à l'aide d'un système optique. Un second dispositif, Biomod L, a été développé à partir de 2008 pour proposer une analyse quantifiée et détaillée de la surface du dos. Depuis 2010, l'unité de Mérignac est devenue une société indépendante du nom d'AXS Medical SAS.

La collaboration entre AXS et le LBMC a commencé en 2002 pendant le développement de Biomod 3S. Le laboratoire a apporté son expertise sur la reconstruction tridimensionnelle du rachis à partir de radiographies bi-planaires. Les travaux issus de ce partenariat ont fait l'objet d'un article (Dumas et al., 2008) et de plusieurs communications lors de congrès (SOFCOT 2006, SFCR 2008, Colloque du centre des Massues 2008, EMPR 2009).

La reconstruction 3D du rachis par radiographie biplane est intéressante dans le cadre du diagnostic et du suivi des pathologies rachidiennes ; cependant, les expositions radiographiques répétées entraînent une augmentation du risque de cancer. La mise en place d'un modèle biomécanique de rachis, développé à partir d'un examen initial complet du rachis et de la surface du dos, donnerait accès à la configuration du rachis dans le cadre d'un suivi où seule la surface du dos serait acquise à l'aide de méthodes non invasives. Ceci permettrait de limiter les doses irradiantes reçues par le patient tout en ayant un examen complet du rachis et de la surface du dos pendant son suivi.

En 2007, comme AXS Ingénierie possédait les outils d'acquisition et de reconstruction de la surface du dos (algorithme développé par le Laboratoire de Mécanique de Solides, actuellement Institut P', Poitiers) ainsi que les outils de calibration de radiographies bi-planaires et de fusion avec la surface du dos (Elbaroudi and Blanchard, 2006), l'idée est venue de développer un tel modèle biomécanique du rachis dans le but d'un suivi non invasif des pathologies rachidiennes.

L'expertise du LBMC dans le domaine de la modélisation biomécanique du système ostéo-articulaire ainsi que l'ampleur du projet faisaient en sorte qu'une nouvelle collaboration entre AXS Ingénierie et le LBMC dans le cadre d'une thèse CIFRE était appropriée. L'objectif de mon travail de thèse était donc de mettre en place un modèle biomécanique du rachis basé sur des relations 3D internes – externes, permettant d'estimer la configuration du rachis à partir de données d'entrée issues de Biomod.

Dans le premier chapitre, l'anatomie et les pathologies du rachis, en particulier la scoliose, seront tout d'abord brièvement présentées. Une analyse bibliographique décrira ensuite les outils cliniques d'acquisition et de mesure du rachis et du dos, les paramètres utilisés pour diagnostiquer et suivre des pathologies rachidiennes, ainsi que les relations internes (configuration du rachis) – externes (surface du dos) étudiées dans la littérature. La dernière partie de ce chapitre concerne une étude bibliographique sur les modèles prédisant la configuration du rachis à partir de données externes.

Le second chapitre est consacré aux aspects cliniques de ce travail de thèse. La première partie précise mon rôle au sein de l'entreprise, en particulier la prise en main et le développement d'outils de mesure du rachis et du dos. Dans un second temps, une étude clinique réalisée au CHU de Bordeaux (Service du Dr. De Sèze) sera présentée. Le but de cette étude était de déterminer des corrélations entre des paramètres du rachis et de la surface du dos.

Le troisième chapitre concerne la mise en place du modèle biomécanique du rachis en multi-corps rigides, sa validation sur une dizaine de sujets sains et sa mise en œuvre sur un sujet scoliotique. Enfin, les limites et les perspectives de ce modèle seront abordées.

CHAPITRE 1

BIBLIOGRAPHIE

1 Anatomie / Pathologies du rachis

Cette première partie présente les notions fondamentales d'anatomie du rachis nécessaires à la compréhension de ce travail de recherche. Les différents repères de référence utilisés ainsi que l'anatomie du rachis sain seront décrits, puis le cas particulier des déformations scoliotiques sera abordé.

1.1 Les repères anatomiques du rachis

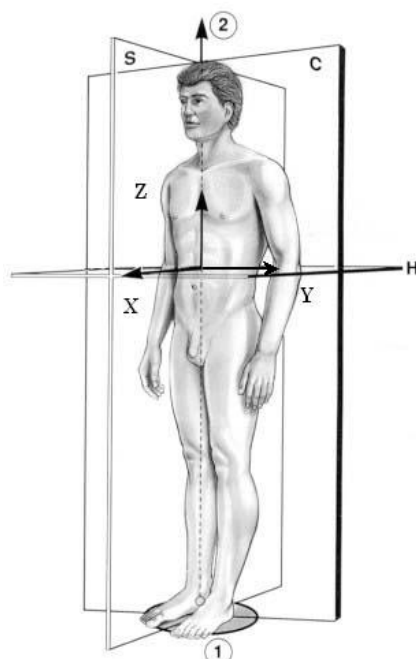
1.1.1 Repère de référence du corps humain en posture debout

Directement lié à la fonction de stabilité, il convient de définir le repère de référence du corps, en posture debout et par rapport à la ligne de gravité.

Ce repère de référence appelé repère global (Figure 1) est défini par l'axe postéro-antérieur \vec{X} , l'axe latéral \vec{Y} (orienté droite-gauche) et l'axe vertical \vec{Z} (ascendant selon la ligne de gravité).

On peut alors considérer les différents plans de référence :

- le plan coronal ou frontal (YZ) : il peut être défini comme le plan vertical contenant les épines iliaques antéro-supérieures
- le plan sagittal (XZ) : il est assimilable à un plan de symétrie « gauche – droite » du corps
- le plan horizontal ou transversal : ce plan est perpendiculaire à la ligne de gravité.



- 1 : Polygone de sustentation
- 2 : Ligne de gravité
- X : Axe postéro-antérieur
- Y : Axe latéral
- Z : Axe vertical
- C : Plan coronal (ou frontal)
- S : Plan sagittal
- H : Plan horizontal (ou transversal)

Figure 1. Repère de référence du corps humain (Dubousset, 1994)

1.1.2 Repères spécifiques du rachis

Afin de représenter le rachis à différentes échelles, ainsi que pour décrire certaines déformations rachidiennes, plusieurs repères de référence ont été proposés. Afin d'uniformiser l'utilisation de ces repères, un rapport présenté à la *Scoliosis Research Society* (SRS) propose une terminologie complète associée à la colonne vertébrale avec, en particulier, la définition de repères fondamentaux pour l'étude de la déformation scoliotique (Stokes, 1994). Ces définitions seront utilisées tout au long de ce mémoire.

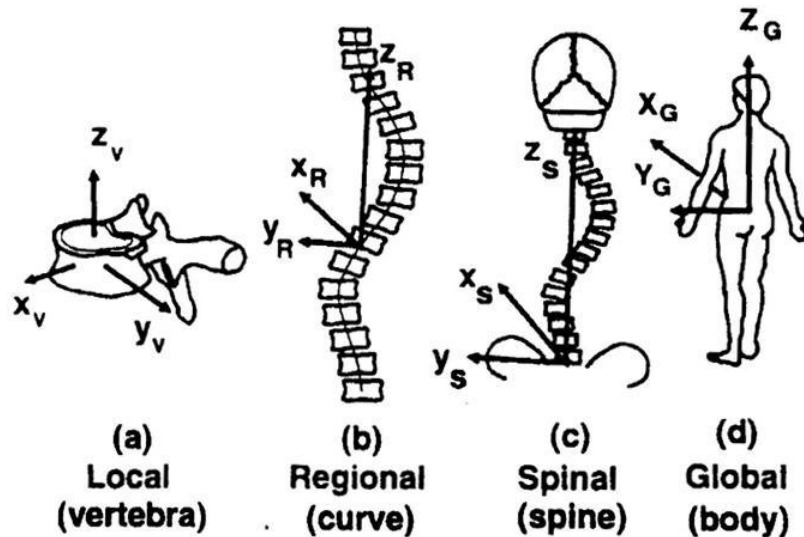


Figure 2. Repères liés au rachis définis par la Scoliosis Research Society (Stokes, 1994)

1.1.2.1 Repère local vertébral (Figure 2-a)

Le repère local est basé sur la morphologie de la vertèbre. Il est défini de la manière suivante :

- Origine : milieu des centres des plateaux supérieur et inférieur de la vertèbre (centre du corps vertébral)
- Axe \vec{z}_v : passe par les centres des plateaux vertébraux, dirigé vers le haut
- Axe \vec{x}_v : perpendiculaire commune à l'axe \vec{z}_v et à la ligne passant par la base des pédicules, dirigée vers l'avant
- Axe \vec{y}_v : complète le repère pour qu'il soit orthonormé et direct

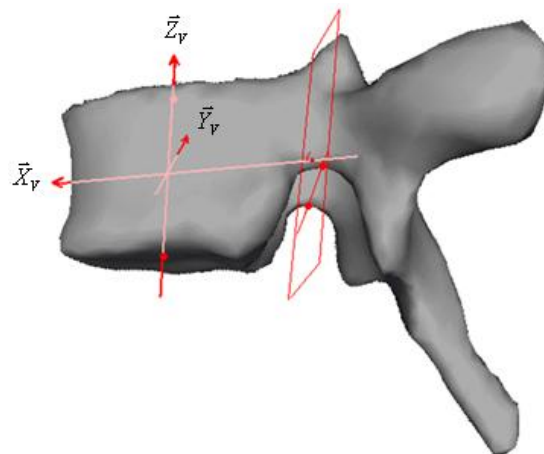


Figure 3. Repère local vertébral

1.1.2.2 Repère régional (Figure 2-b)

Un repère régional est lié à une courbure. Par exemple, pour une courbure scoliothique, l'origine est placée au centre de la vertèbre jonction (voir définition au § 1.3.2.2) inférieure de la courbure, l'axe \vec{Z}_R est défini comme passant par les deux vertèbres jonction de la courbure, dirigé vers le haut, l'axe \vec{Y}_R est normal au plan passant par les vertèbres jonction et la vertèbre sommet (voir définition au § 1.3.2.2), et \vec{X}_R complète le repère pour qu'il soit orthonormé et direct.

1.1.2.3 Repère spinal (Figure 2-c)

Le repère spinal est basé sur le bassin et la vertèbre C7 (voir définition au § 1.2).

- Origine : centre du plateau sacré (plateau supérieur de S1)
- Axe \vec{Z}_S : passe par l'origine et le centre du corps vertébral de C7, dirigé vers le haut
- Axe \vec{X}_S : perpendiculaire commune à l'axe \vec{Z}_S et à la ligne des épines iliaques antéro-supérieures, dirigée vers l'avant
- Axe \vec{Y}_S : complète le repère pour qu'il soit orthonormé et direct

1.1.2.4 Repère global (Figure 2-d)

Le repère global est basé sur le bassin et la ligne de gravité.

- Origine : centre du plateau sacré (plateau supérieur de S1)
- Axe \vec{Z}_G : vertical (ligne de gravité), dirigé vers le haut
- Axe \vec{X}_G : perpendiculaire commune à l'axe \vec{Z}_G et à la ligne des épines iliaques antéro-supérieures, dirigée vers l'avant
- Axe \vec{Y}_G : complète le repère pour qu'il soit orthonormé et direct

1.2 Anatomie descriptive du rachis sain

Le rachis, ou colonne vertébrale, est le pilier du corps humain. C'est une structure ostéoarticulaire à la fois résistante et flexible. Implanté sur le bassin, il est le mât de fixation de nombreux muscles et ligaments indispensables au maintien de la posture verticale et à la locomotion. Le rachis soutient ainsi les éléments supérieurs du corps (tête, membres supérieurs, cage thoracique), permettant leur mobilité et assurant la transmission des charges imposées aux membres supérieurs quelle que soit leur position.

Il assure de plus la protection de la moelle épinière située dans le canal médullaire ou canal vertébral.

Le rachis est composé, de haut en bas, de 7 vertèbres cervicales (nommées C1 à C7), 12 vertèbres thoraciques (T1 à T12), 5 vertèbres lombaires (L1 à L5) et 5 vertèbres sacrées fusionnées (sacrum).

1.2.1 Posture rachidienne

Au regard de la stabilité, et afin de maintenir l'équilibre postural en positionnant la tête et le bassin au dessus du polygone de sustentation, le rachis sain est aligné dans le plan frontal et présente une succession de courbures alternées dans le plan sagittal (Figure 4).

Parmi ces courbures, on distingue la lordose cervicale, la cyphose thoracique, la lordose lombaire et la cyphose sacrée. Ces quatre portions sont différenciables par la forme des vertèbres qui les composent ainsi que par leurs mobilités intervertébrales.

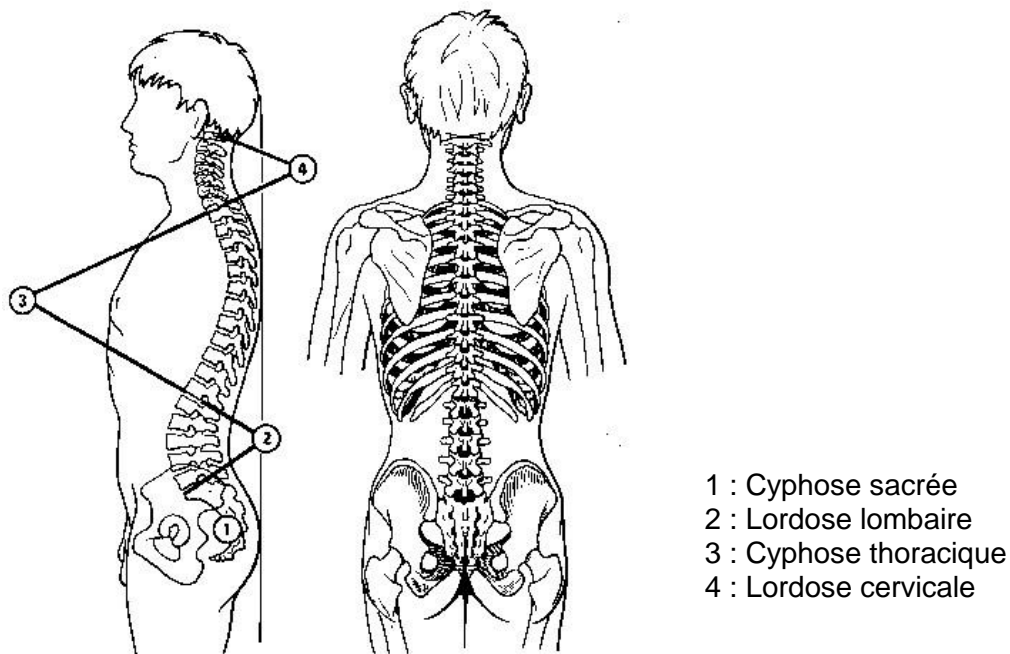


Figure 4. Posture rachidienne, d'après (Kapandji, 2003)

1.2.2 Les vertèbres

Malgré les différences que l'on peut observer entre les niveaux vertébraux, toutes les vertèbres à l'exception des deux premières vertèbres cervicales présentent une architecture générale identique (Figure 5). La partie antérieure de la vertèbre constitue le corps vertébral. En arrière du corps vertébral, l'arc postérieur, ou arc neural est composé des pédicules et des lames vertébrales. Sur cet arc neural viennent se fixer deux apophyses articulaires (composées chacune d'une apophyse articulaire inférieure et supérieure, deux apophyses transverses et une apophyse épineuse).

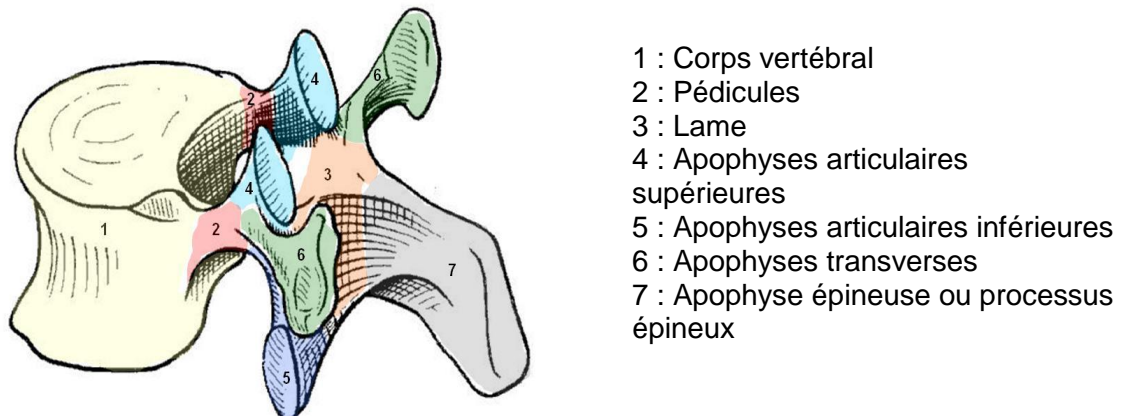


Figure 5. Vertèbre d'après (Kapandji, 2003)

1.2.3 Les articulations intervertébrales

Les vertèbres s'articulent par l'intermédiaire du disque intervertébral et des facettes articulaires inférieures et supérieures.

Le disque intervertébral (Figure 6) est composé de deux parties, le nucleus pulposus (noyau gélatineux) et l'annulus fibrosus (anneau périphérique composé de fibres concentriques, obliques et croisées).

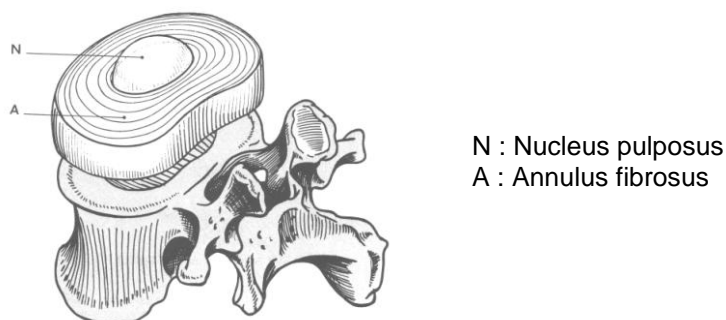


Figure 6. Structure du disque intervertébral d'après (Kapandji, 2003)

La forme et l'orientation des facettes articulaires évoluent en fonction des niveaux vertébraux, favorisant ou limitant les mouvements entre les vertèbres (Figure 7).

Au niveau des vertèbres cervicales inférieures (C3 à C7), les facettes articulaires sont contenues dans des plans obliques (orientés fortement vers le haut et légèrement vers l'arrière pour les facettes supérieures et orientés fortement vers le bas et légèrement vers l'avant pour les facettes inférieures), conduisant à un couplage des mouvements d'inclinaison et de rotation axiale.

Concernant les vertèbres thoraciques, les facettes articulaires sont contenues dans une surface cylindrique centrée sur le corps vertébral (regardant fortement en arrière et légèrement en haut pour la facette supérieure et regardant fortement en avant et légèrement vers le bas pour la facette inférieure), limitant le mouvement d'extension et favorisant la flexion. La rotation axiale des vertèbres, d'une trentaine de degrés (Kapandji, 2003), a ainsi lieu autour d'un axe situé dans le disque intervertébral qui est alors sollicité en torsion. L'amplitude des mouvements est néanmoins limitée par le thorax. En effet, au niveau des vertèbres thoraciques sont articulées les côtes, formant la cage thoracique, protectrice des appareils respiratoire et cardiaque.

Enfin, les facettes articulaires des vertèbres lombaires sont contenues dans une surface cylindrique centrée dans l'arc postérieur (regardant fortement en dedans et légèrement en arrière pour la facette supérieure et regardant fortement en dehors et légèrement en avant pour la facette inférieure) favorisant flexion, extension et inclinaison latérale. Ces mobilités des vertèbres lombaires sont également favorisées par une hauteur de disque importante. La rotation axiale des vertèbres a lieu autour d'un axe situé, dans ce cas, en zone postérieure sollicitant ainsi le disque intervertébral en cisaillement, ce qui limite fortement ce mouvement (à environ 5°, (Kapandji, 2003)).

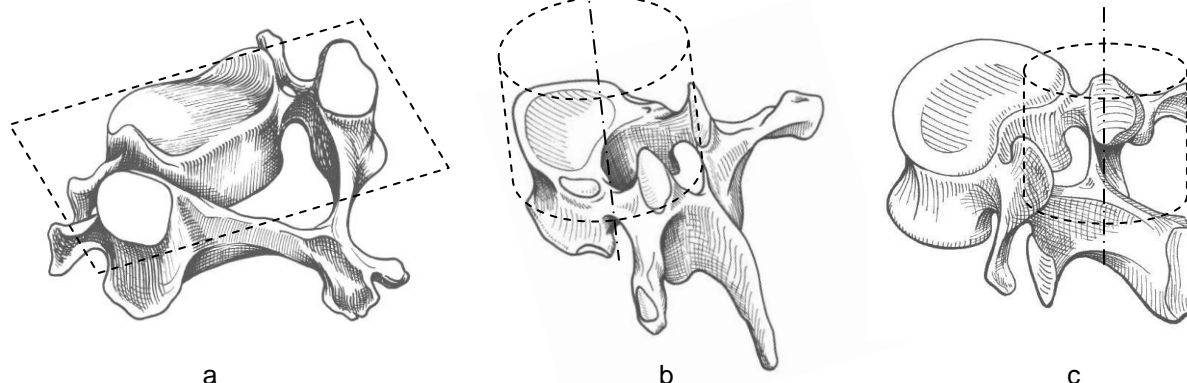


Figure 7. Morphologie des facettes articulaires des vertèbres cervicale (a), thoracique (b) et lombaire (c), d'après (Kapandji, 2003)

1.2.4 Le bassin

Le bassin est le véritable socle du tronc, transition entre le rachis et les membres inférieurs. Il est composé du sacrum, des os coxaux gauche et droit et du coccyx.

Le sacrum, composé de cinq vertèbres soudées, est la continuité du rachis. Il est articulé par un disque et deux facettes articulaires avec la dernière vertèbre lombaire. Le coccyx en est le prolongement inférieur et n'a pas de rôle fonctionnel particulier. De part et d'autre du sacrum sont articulés les os coxaux (au niveau d'une articulation sacro-iliaque dont la mobilité est limitée). Ces os sont formés par l'ilion (partie supérieure où s'insèrent de nombreux muscles et ligaments du rachis), l'ischion (partie postéro-inférieure sur laquelle repose le bassin en position assise) et le pubis (partie antéro-inférieure). Ces os sont également le moyen d'attache des membres inférieurs au tronc, au niveau des articulations coxo-fémorales.

Pris dans son ensemble, au regard de ses mobilités et de son rôle dans la stabilité du tronc (Figure 8), le bassin peut être considéré comme une vertèbre supplémentaire, la vertèbre pelvienne.

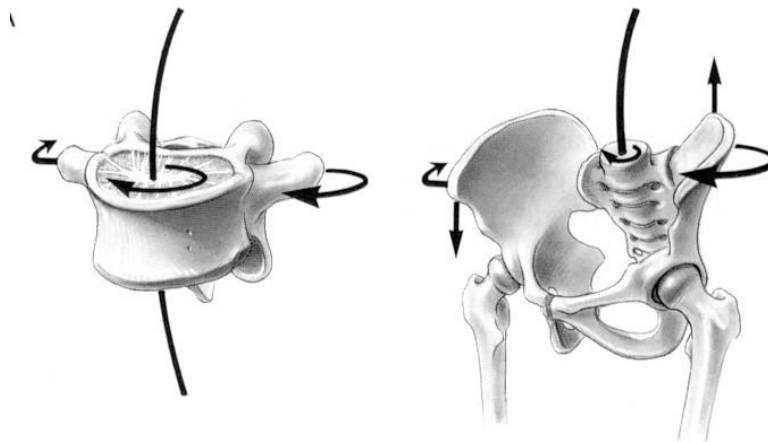


Figure 8. Principe de la vertèbre pelvienne, d'après (Dubousset, 1994)

1.2.5 Aspects ligamentaires et musculaires

Le système polysegmenté du rachis permet une grande mobilité, au prix d'une importante instabilité qui est prise en charge par les éléments stabilisateurs du rachis, à la fois passifs et actifs.

Les ligaments fixés le long du rachis, d'une part, et une architecture musculaire complexe, d'autre part, agissent comme un système rigidificateur de haubanage et de serrage.

- **Le système ligamentaire**

Les ligaments se situent à la fois à l'échelle globale, ligaments communs antérieurs et postérieurs, ligaments sur-épineux, et à la fois à l'échelle segmentaire, ligaments jaunes, ligaments inter-épineux, ligaments inter-transversaires, ligaments inter-apophysaires (ou capsules articulaires) (Figure 9).

Au niveau de la charnière lombo-sacrée, les ligaments ilio-lombaires viennent compléter le système stabilisateur.

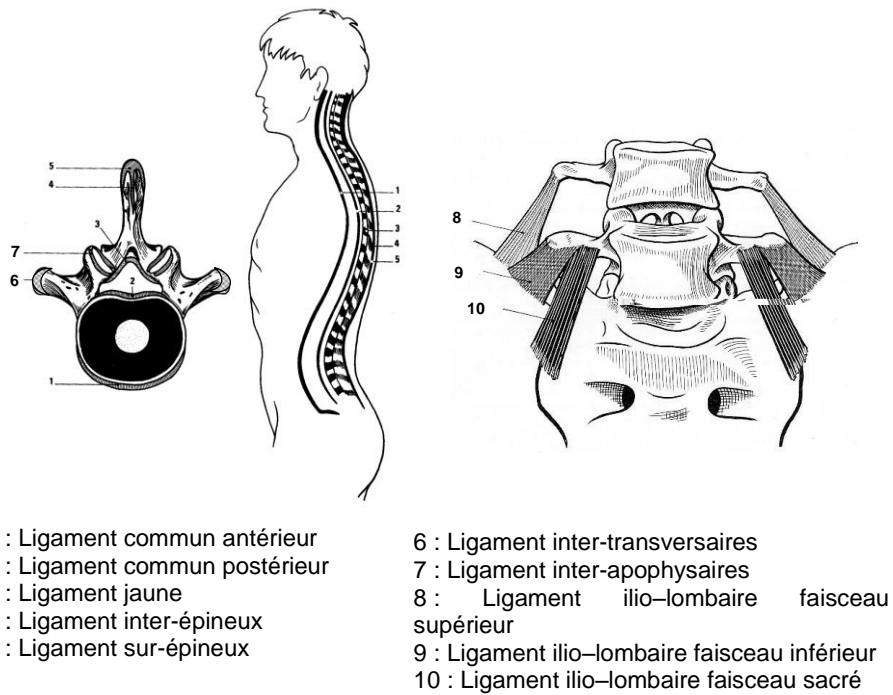


Figure 9. Système ligamentaire du rachis, d'après (Kapandji, 2003)

• **Le système musculaire**

De la même manière, on peut distinguer dans la musculature du rachis un ensemble de muscles à court bras de levier, situés dans le plan postérieur profond (muscles transversaire-épineux, inter-épineux, épi-épineux) et un ensemble de muscles à long bras de levier, situé dans les plans moyens (petit dentelé supérieur et inférieur) et superficiels (muscle ilio-costal, grand dorsal) ainsi que dans les parties latérales du tronc (carré des lombes, psoas). Lors de leurs contractions, l'augmentation de section des muscles postérieurs est limitée par la présence des facias, entraînant un effet raidisseur du rachis par le serrage de l'ensemble de la structure. Les aspects musculaires (moteurs) ne seront pas analysés dans cette étude.

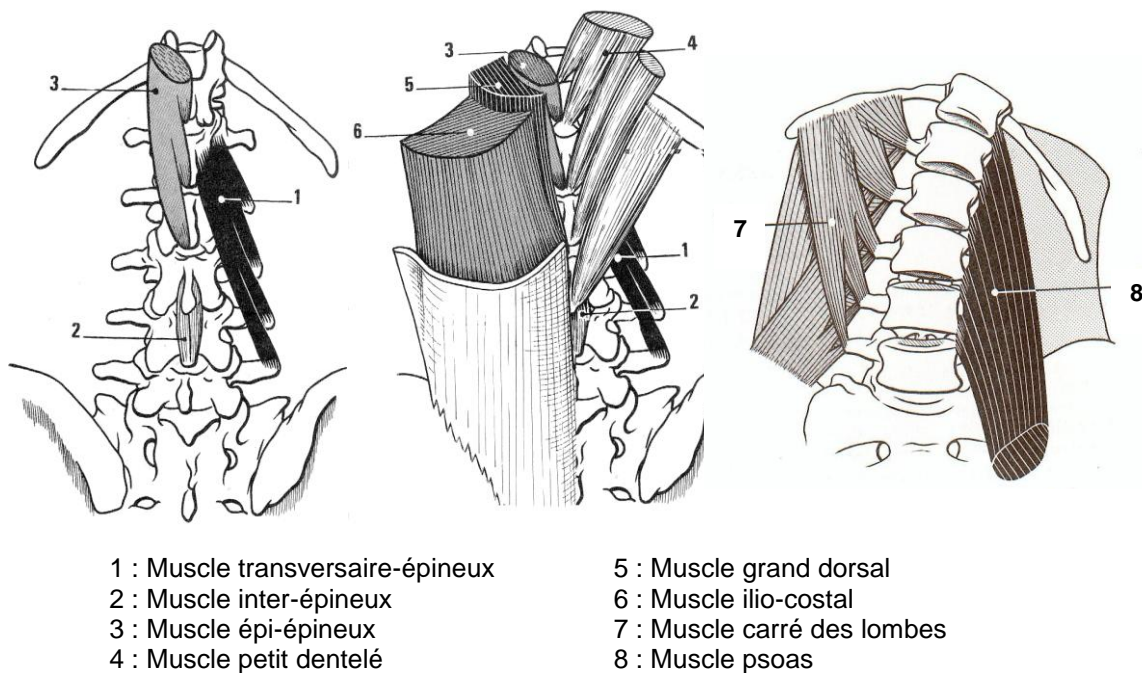


Figure 10. Système musculaire du rachis selon (Kapandji, 2003) : Plan postérieur profond, plans moyen et superficiel, plan latéral

1.2.6 Aspects neurologiques

Dans sa fonction de protection du système nerveux, au niveau de la colonne médiale, le rachis conduit la moelle spinale (Figure 11) qui chemine dans le foramen vertébral jusqu'au niveau de la première vertèbre lombaire. La moelle spinale est protégée par des enveloppes successives constituant les méninges (ou sac dural). Tout le long du rachis et en dessous de L1 (sous une forme appelée la queue de cheval), la moelle spinale donne naissance aux nerfs rachidiens qui sortent du canal par les foramens intervertébraux (ou trous de conjugaison) et se distribuent ensuite aux membres via les plexus.

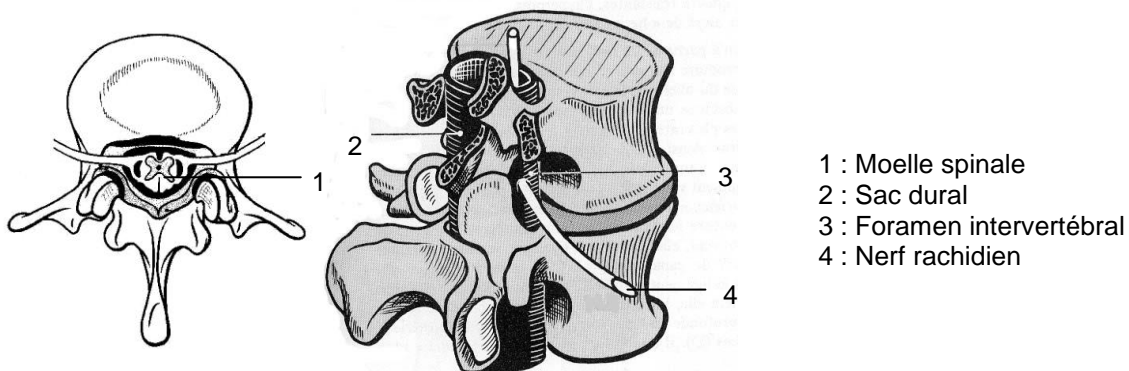


Figure 11. Moelle spinale et racines nerveuses, d'après (Kapandji, 2003)

1.3 Le rachis pathologique

1.3.1 Troubles de la posture et des mobilités rachidiennes

Il existe de très nombreuses pathologies rachidiennes dont les causes peuvent être d'origine traumatique, dégénérative, infectieuse, inflammatoire, neurologique, idiopathique (sans cause connue)... Elles peuvent concerner, localement, une vertèbre, un disque intervertébral, une racine nerveuse, ou globalement des courbures anormales du rachis, des raideurs dans la région lombaire...

Les pathologies rachidiennes les plus concernées par le cadre de cette thèse sont les troubles de la posture et des mobilités du rachis thoracique et lombaire, comme par exemple les troubles de l'équilibre et de la posture sagittale (hypercyphose, camptocormie), les raideurs lombaires, les scolioses... Concernant cette dernière pathologie, elle est dans 70% des cas idiopathique (Champain, 2004), survenant chez des enfants et des adolescents ; elle nécessite alors un suivi radiologique très important pendant la croissance, c'est pourquoi un suivi non-invasif de cette pathologie serait très intéressant. Un intérêt particulier sera donc consacré à la scoliose dans la suite de ce mémoire, et cette pathologie est décrite plus en détails ci-dessous.

1.3.2 La scoliose

1.3.2.1 Définition

Du grec « skolios », tortueux, la scoliose est, selon Perdriolle (Perdriolle, 1979), une pathologie se développant dans les trois plans de l'espace, s'accompagnant d'un mouvement de torsion généralisé à tout le rachis. Elle engendre une asymétrie de l'équilibre rachidien, à l'échelle globale et locale. La scoliose touche 2% de la population et 80% des patients scoliotiques sont féminins.

1.3.2.2 Déformations globales

Il convient de bien distinguer la scoliose de l'attitude scoliotique : l'attitude scoliotique correspond essentiellement à une déviation latérale de la colonne (pour compenser, par exemple, un déséquilibre du bassin), sans rotation axiale des vertèbres et ne persistant pas en position couchée.

La scoliose « vraie » se caractérise donc par son aspect tridimensionnel où les vertèbres subissent un déplacement :

- dans le plan frontal en déviation latérale et en inclinaison latérale
- dans le plan horizontal (ou coronal) en rotation axiale.
- dans le plan sagittal en extension

Ainsi, on observe une courbure ou succession de plusieurs courbures alternées, déséquilibrantes ou non (Figure 12). Ces courbures présentent une vertèbre apicale ou sommet (la plus latérale, présentant une rotation axiale maximale) et sont encadrées par deux vertèbres jonction, appelées aussi vertèbres limites ou jonctionnelles (les plus inclinées dans le plan frontal, présentant une rotation axiale minimale).

Cependant, l'analyse de la déformation scoliotique a longtemps été limitée au seul plan frontal. L'angle de Cobb (Cobb, 1948) est alors mesuré sur la radiographie frontale entre le plateau supérieur de la vertèbre jonctionnelle supérieure et le plateau inférieur de la vertèbre jonctionnelle inférieure. Bien que sa pertinence soit controversée à cause du biais non négligeable dû à la projection 2D, il est très facilement mesurable et reste la mesure standard utilisée pour caractériser une courbure scoliotique.

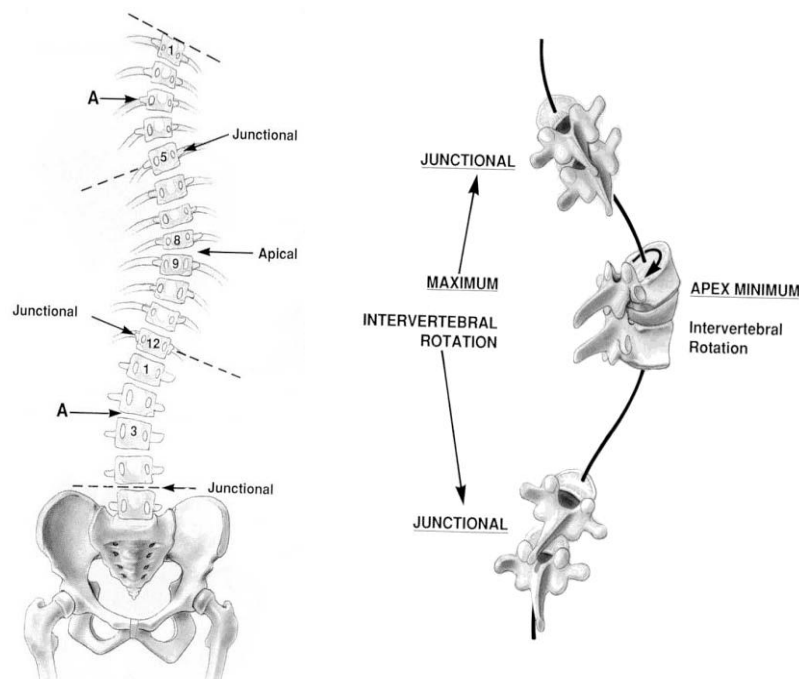


Figure 12. Vertèbres stratégiques de la scoliose et rotation intervertébrale axiale, d'après (Dubouset, 1994)

Diverses classifications, stratégiques (désignant les niveaux à instrumenter lors de la correction chirurgicale) ou anatomiques, ont été proposées en fonction des types de courbures : (Ponseti and Friedman, 1950; King et al., 1983; Lenke et al., 2001) .

Par exemple, en fonction du niveau où se situe la (ou les) vertèbre(s) apicale(s), on définira une scoliose simple, thoracique, lombaire, thoraco-lombaire, ou une scoliose double (thoracique, thoracique et lombaire, ...) voire une scoliose triple.

Ces classifications prennent en compte, en plus des déformations frontales et sagittales, la flexibilité de la courbure. Il s'agit, dans une radiographie en inclinaison latérale (du côté convexe) ou dans un cliché sous traction (Vaughan et al., 1996; Polly and Sturm, 1998), de mesurer l'angle de Cobb « contraint » considéré comme un indicateur pronostic de la correction.

La radiographie en inclinaison latérale permet surtout de déterminer les vertèbres limites d'une courbure scoliotique, non plus en fonction de leur inclinaison dans le plan frontal mais en fonction de la mobilité intervertébrale apparente dans ce mouvement latéral (Cotrel, 1986). Les vertèbres limites, supérieure et inférieure, sont alors définies comme celles situées au dessus et en dessous des premiers disques mobiles d'une courbure, dans l'inclinaison du côté de la convexité.

Les disques « rigides » se situent en zones apicales et les disques « flexibles » en zone jonctionnelle.

D'autre part, la rotation axiale des vertèbres provoque une rotation et une déformation des côtes. Ce phénomène se traduit, au niveau de l'étude clinique du dos, par une asymétrie entre les côtés droit et gauche du dos appelée gibbosité. La gibbosité, une réduction de la cyphose et une déviation latérale de la ligne des épineuses sont les principales caractéristiques de la scoliose évaluées lors d'un examen clinique.

1.3.2.3 Déformations locales

La déformation globale du rachis s'accompagne de contraintes inégales et asymétriques sur le rachis, provoquant une déformation des vertèbres et du thorax, essentiellement en zone apicale.

La vertèbre se déforme dans les trois dimensions de l'espace. On observe la cunéiformisation du corps vertébral, l'asymétrie des pédicules et des apophyses. En région thoracique, la rotation vertébrale axiale s'extériorise par l'apparition de gibbosités (proéminences de la côte) qui sont situées du côté convexe de la courbure.

1.3.2.4 Classifications 3D des scolioses

Plusieurs classifications, fréquemment utilisées dans le but d'orienter les choix concernant les traitements chirurgicaux, sont basées sur des paramètres radiographiques 2D (King et al., 1983; Lenke et al., 2001).

Cependant, plusieurs autres classifications basées sur des paramètres 3D ont été proposées, notamment dans le but de prédire l'évolutivité des scolioses.

Ainsi, Graf (Graf et al., 1983) a proposé une classification des scolioses infantiles à partir des représentations 3D du rachis et notamment la rotation axiale des vertèbres. Le but de cette classification est de prédire l'évolutivité de ces scolioses et préconiser des types de traitements.

Poncet (Poncet et al., 2001) a proposé une classification des scolioses idiopathiques en fonction de leur torsion géométrique, traduisant la déformation hélicoïdale du rachis :

- Type A : torsion maximale au niveau de la vertèbre jonction supérieure et minimale au niveau de la vertèbre jonction inférieure
- Type B : torsion maximale et de sens opposé au niveau des deux vertèbres jonction, changeant de direction au niveau de la vertèbre apicale
- Type C : torsion maximale et de même sens opposé au niveau des deux vertèbres jonction, et minimale au niveau de la vertèbre apicale

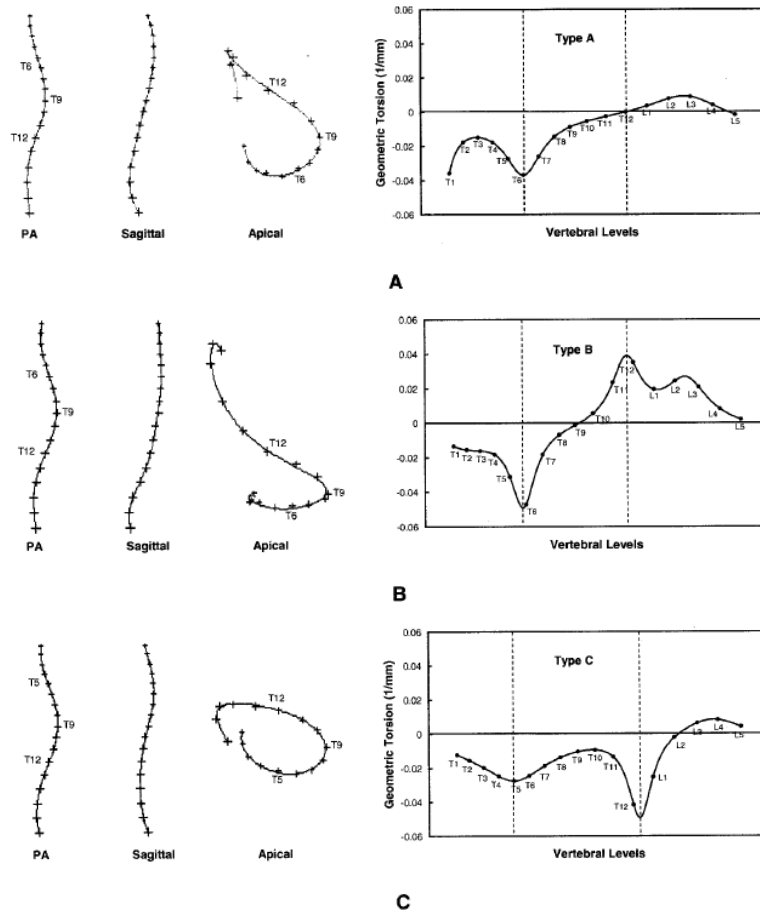


Figure 13. Différents types scolioses en fonction de leur torsion (Poncet et al., 2001)

Enfin, plus récemment, plusieurs auteurs ont proposé des classifications à l'aide d'algorithmes d'apprentissage ou algorithmes génétiques (Duong et al., 2006; Mezghani, 2008; Sangole et al., 2009; Stokes et al., 2009) afin de regrouper les types de scolioses par gravité ou par critères différenciateurs.

1.4 Conclusion sur la partie d'anatomie

Cette première partie a permis de présenter les notions fondamentales concernant l'anatomie du rachis, ainsi que les troubles de la posture et en particulier la scoliose, qui est une déformation 3D complexe du rachis. Les paragraphes suivants exposent les différents types d'imagerie et d'exams du rachis et du dos utilisés pour le diagnostic de pathologies rachidiennes, et en particulier de troubles de la posture.

2 Analyse clinique

2.1 Méthodes de mesures du rachis et du dos en posture et en mobilité

L'imagerie médicale regroupe les moyens d'acquisition et de restitution d'images d'organes du corps humain à partir de différents phénomènes physiques (Résonance magnétique, réflexion d'ondes ultrasonores ou optiques, radioactivité, absorption des rayons X, ...).

Dans cette partie, seules seront étudiées les méthodes d'imagerie médicale utilisées pour évaluer des pathologies rachidiennes. Dans ce cas, la pertinence de l'utilisation de ces systèmes pour l'évaluation et le suivi des déviations rachidiennes ou des troubles de la posture (par exemple les scolioses) sera présentée.

2.1.1 Radiographie conventionnelle

2.1.1.1 Principe général

La radiographie conventionnelle utilise des rayons X, ondes électromagnétiques ayant la propriété d'être atténuées / absorbées par les substances traversées en fonction de leur densité radiographique. Pour réaliser un cliché radiographique, le patient (ou la partie du patient à analyser) est placé entre une source radiographique émettant des rayons X et un détecteur ou film radiographique noircissant en fonction des rayons X résiduels ayant traversé les tissus. Il en résulte une image en niveaux de gris (Figure 14). Les tissus humains possédant la plus haute densité radiographique sont les os (vus en blanc sur les clichés), ensuite les tissus aqueux, puis les tissus graisseux et enfin les structures « aérées » (apparaissant en noir).



Figure 14. Exemple de radiographie thoraco-lombaire postéro-antérieure (PA)

Ainsi, une radiographie conventionnelle correspond à une projection 2D des organes dans le plan du film radiographique.

2.1.1.2 Avantages et limites dans le cadre des troubles de la posture rachidienne

Le principal avantage de la radiographie conventionnelle au niveau de l'évaluation et du suivi des déviations rachidiennes ou des troubles de la posture est la possibilité de réaliser des clichés du rachis complet, de face et/ou de profil, du patient en posture érigée (debout). La radiographie conventionnelle donne accès à tous les paramètres 2D du rachis et du bassin (présentés au § 2.2.1). L'autre avantage important de cette technique est le faible coût d'achat et d'exploitation des systèmes de radiographie par rapport aux autres techniques d'imagerie, ainsi que l'accessibilité de ce type de matériel dans tous les cabinets de radiologie, c'est pourquoi cette technique d'imagerie reste habituellement utilisée pour l'évaluation et le suivi des déviations rachidiennes, notamment pour le suivi des scolioses.

Toutefois, la radiologie se base sur l'émission (et l'absorption par certains tissus) de rayons X, qui sont des rayons électromagnétiques ionisants. Les rayons ionisants, s'ils sont absorbés en grande quantité, peuvent avoir des conséquences néfastes sur la santé à long terme. En effet, Morin-Doody a montré que le risque de cancer du sein doublait chez les femmes ayant subi de nombreuses radiographies pour un suivi de leur scoliose depuis l'enfance ou l'adolescence (Morin Doody et al., 2000).

2.1.2 Radiographie biplane

2.1.2.1 Principe général

Le principe de la radiographie biplane est d'acquérir deux radiographies avec des angles d'incidence différents (en général de face et de profil), calibrées entre elles (Figure 15).

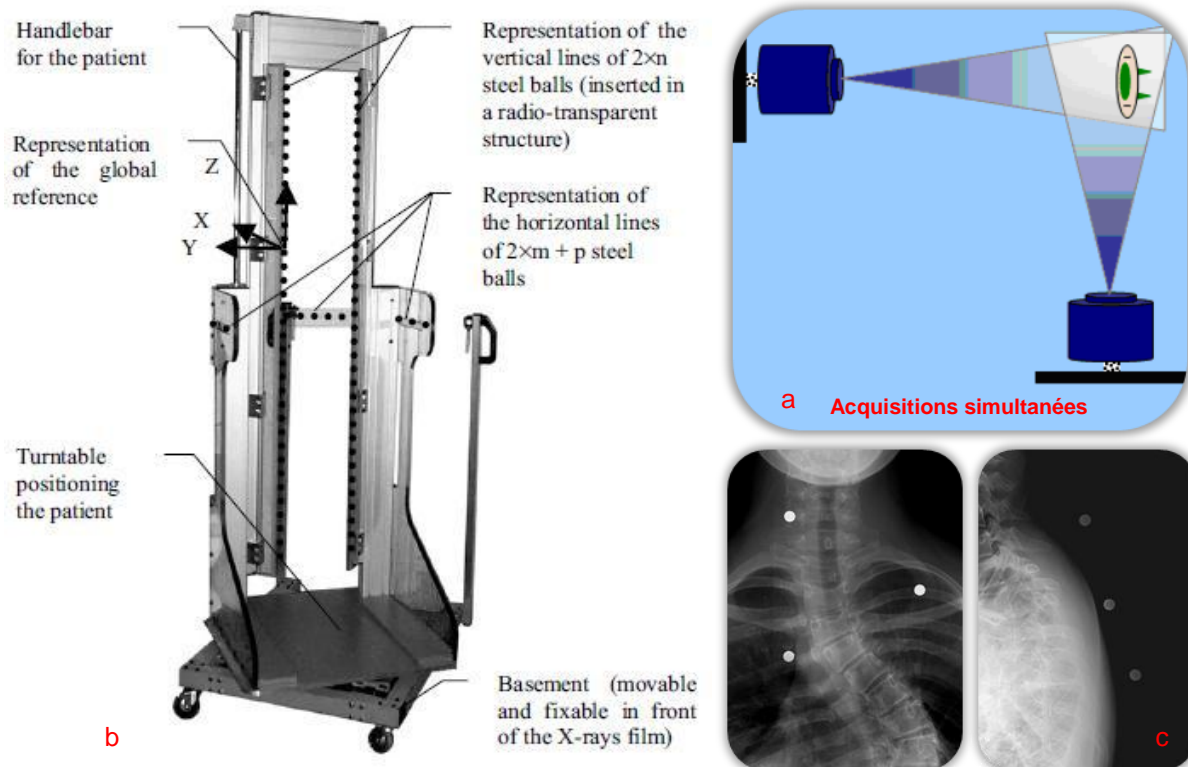


Figure 15. Différents types de calibration de radiographies biplanes
 a : 2 acquisitions simultanées ; b : plateau tournant, d'après (Dumas et al., 2003) ;
 c : objet de calibration placé sur le dos du patient

Plusieurs systèmes de calibration des radiographies entre elles existent :

- Systèmes d'acquisitions simultanées : ces systèmes permettent de réaliser simultanément deux radiographies avec deux dispositifs d'acquisition calibrés entre eux, par exemple orientés à 90° l'un de l'autre (Figure 15-a), ((Brown et al., 1976), (Pearcy, 1985), (Selvik, 1989), (Dubousset et al., 2005))
- Radiographies successives avec repositionnement de la source, sans changement de position du patient (Hindmarsh et al., 1980; Dansereau and Stokes, 1988) : Ce type d'acquisitions est essentiellement utilisé pour réaliser deux clichés postéro-antérieurs, l'un horizontal (plan frontal) et l'autre incliné de 20° vers le bas (parallèle aux côtes), afin de réaliser une reconstruction 3D du rachis et des côtes.

Dans les autres cas, le patient subit deux radiographies successives en changeant de position entre les deux clichés. Afin de calibrer ces deux radiographies entre elles, plusieurs méthodes ont été mises au point :

- Système de plateau tournant (Cheriet et al., 1999; Dumas et al., 2003; Berthonnaud et al., 2009) : Ce type de plateau permet au patient d'effectuer une rotation précise de 90° entre les deux radiographies ; des barres de maintien lui permettent de limiter ses mouvements et garder la même posture entre les deux acquisitions (Figure 15-b)
- Objet de calibration : un objet de calibration rigide comprenant au minimum trois points identifiables sur les deux radiographies est placé sur le dos du patient (Figure

15-c, (Elbaroudi and Blanchard, 2006)). Dans ce cas, le patient se tourne lui-même entre les deux acquisitions. Comme le patient est libre de ses mouvements entre les deux acquisitions, son changement de posture entre les deux clichés peut être important, c'est pourquoi il est nécessaire d'utiliser des algorithmes de correction de la déformation si cette méthode de calibration est utilisée (Legaye et al., 2009).

2.1.2.2 Avantages et limites dans le cadre des troubles de la posture rachidienne

Tout d'abord, la radiographie biplane présente les mêmes avantages que la radiographie conventionnelle, à savoir qu'elle permet de réaliser des clichés du rachis complet, de face et de profil, du patient en posture debout, et donne accès aux paramètres 2D du rachis et du bassin.

L'autre avantage majeur de la radiographie biplane est qu'elle permet d'accéder à la configuration 3D du rachis et ainsi aux paramètres 3D du rachis présentés au § 2.2.1.4, à l'aide d'algorithmes de reconstruction 3D : (Graf et al., 1983; Dansereau and Stokes, 1988; Mitton et al., 2000; Benameur et al., 2003; Pomero et al., 2004; Dumas et al., 2008; Humbert et al., 2009; Kadoury et al., 2009).

Comme pour la radiographie conventionnelle, la radiographie biplane expose le patient à des rayons ionisants. Cependant, un système de stéréoradiographie ultra-basse dose a été mis sur le marché en 2007 : EOS – société Biospace Med (Dubousset et al., 2005). Ce système permet de réduire les doses par 8 à 10 par rapport à des radiographies standards.

2.1.3 Tomodensitométrie (ou scanner ou CT-scan)

2.1.3.1 Principe général

Le scanner permet d'obtenir des coupes successives à partir de l'émission d'un faisceau de rayons X à travers le patient. La source de ces rayons, ainsi que les détecteurs, tournent autour du patient qui se trouve en position allongée (Figure 16-a). Les profils d'atténuation des rayons X captés par les détecteurs permettent de reconstruire une image en coupe de la structure interne de l'objet (Figure 16-b). Le balayage du faisceau de rayons X sur une zone d'intérêt permet ainsi de générer plusieurs coupes CT-scan successives, donnant accès à des données volumiques.

Plusieurs générations de CT-scan se sont succédées afin d'améliorer la qualité des images et le temps d'acquisition. Aujourd'hui, les scanners hélicoïdaux et multi-barrettes permettent l'acquisition d'images haute résolution en quelques secondes.

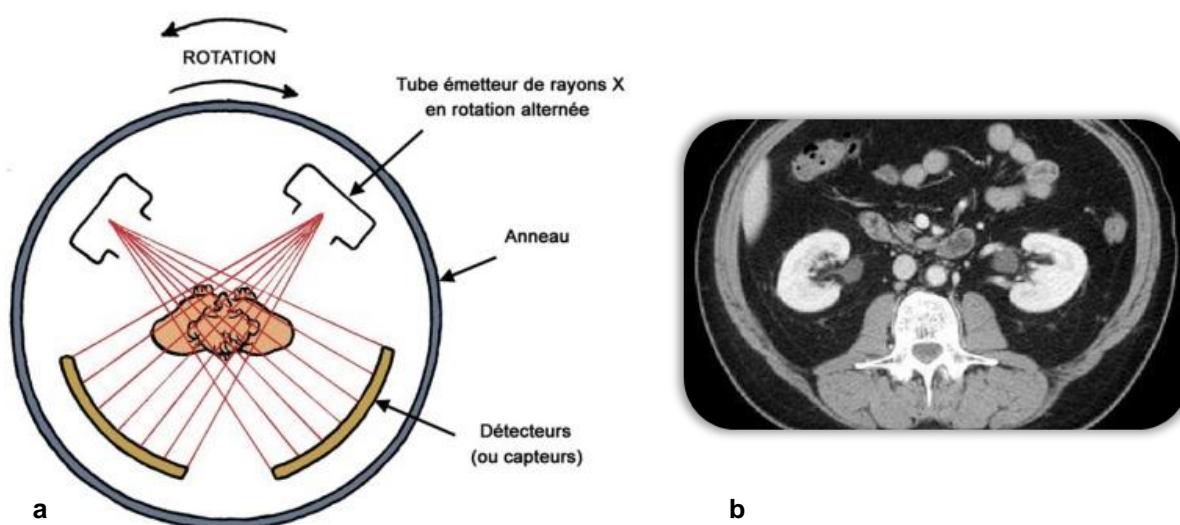


Figure 16. a : schéma de principe de fonctionnement d'un scanner (D'après un schéma de Bernard Nicolas - Éditions PEMF, BT2 "L'imagerie médicale"); b : exemple de coupe scanner

2.1.3.2 Avantages et limites dans le cadre des troubles de la posture rachidienne

L'avantage majeur de la tomodensitométrie réside dans le fait que cette technique donne accès à des informations 3D, de manière très détaillée, sur les organes étudiés.

Cependant, lors des examens scanner, les patients doivent se trouver en position couchée (décubitus), ce qui biaise l'analyse clinique des courbures rachidiennes. En particulier, concernant les courbures scoliotiques, la position couchée entraîne une diminution de la courbure dans le plan frontal ainsi que de la rotation axiale des vertèbres.

De plus, les doses irradiantes absorbées par le patient lors d'un examen scanner sont très importantes. Une étude (Huda, 2007) a montré que la dose d'irradiation dans des conditions de clinique courantes pour le thorax était en moyenne 270 fois supérieure à celle subie lors d'une radiographie conventionnelle.

Le scanner est toutefois utilisé pour obtenir des informations 3D précises, par exemple pour quantifier précisément la rotation axiale des vertèbres (Vrtovec et al., 2009) ou en préopératoire, pour déterminer la géométrie des vertèbres et en particulier des pédicules.

2.1.4 Imagerie par Résonance Magnétique (IRM)

2.1.4.1 Principe général

L'IRM est fondée sur les principes de la résonance magnétique nucléaire, et permet d'observer les tissus biologiques à travers leurs propriétés magnétiques (Figure 17). Elle repose sur les propriétés des atomes ayant un nombre impair de protons. Ces atomes ont la particularité de tourner sur eux-mêmes (« spin ») créant ainsi un champ magnétique dipolaire. Ils deviennent alors assimilables à des aimants. En l'absence de tout champ magnétique, les protons s'orientent aléatoirement. Pour obtenir une image IRM, c'est sur les variations de signaux émis par ces aimants que l'on va s'appuyer. Les principales étapes d'une séquence d'acquisition IRM sont définies ci-dessous :

- Un puissant champ magnétique permet d'aligner tous les protons dans la même direction.
- Une brève impulsion fait entrer les protons en résonance, modifiant ainsi leur caractéristiques magnétiques.
- Une antenne réceptrice permet de mesurer le temps de relaxation (ou retour à l'équilibre) des protons.

Les valeurs des temps de relaxation permettent de caractériser la substance excitée et donc de recréer l'image associée. Comme pour le scanner, les images IRM se présentent comme un empilement de coupes 2D, permettant de former des données volumiques.



Figure 17. Exemple de coupe IRM

2.1.4.2 Avantages et limites dans le cadre des troubles de la posture rachidienne

Comme pour le scanner, les images IRM permettent d'obtenir des informations volumiques détaillées sur la structure interne des objets, qu'il s'agisse des structures osseuses ou des tissus mous.

De plus, cette technologie, basée sur la résonance magnétique, est totalement non irradiante.

Cependant, l'IRM présente certaines limites concernant l'analyse des troubles de la posture rachidienne.

En effet, dans la plupart des systèmes d'acquisition IRM, les patients doivent se trouver en position couchée, ce qui engendre les mêmes biais que le scanner sur l'analyse clinique des courbures rachidiennes. Toutefois, certains systèmes d'acquisition dits « IRM ouverts » permettent de réaliser des acquisitions en posture debout ou assis, levant ainsi cette problématique. Ces systèmes sont cependant peu répandus et leur exploitation est coûteuse.

Par ailleurs, en raison des problèmes d'artefacts, tous les patients instrumentés (prothèses, implants métalliques) ou possédant un pacemaker ne peuvent subir d'acquisition IRM.

D'autre part, tous les tissus (osseux, tissus mous) sont visibles sur les IRM, à différents niveaux de gris, avec un contraste moins important entre les os et les tissus mous qu'en radiologie. Or généralement, pour l'analyse globale de la posture rachidienne, seule l'analyse des structures osseuses est nécessaire. Ainsi, notamment pour des raisons de coût très important de l'IRM, cette technique reste principalement dédiée à l'analyse des tissus mous.

L'IRM est toutefois utilisée pour obtenir des informations 3D précises, par exemple pour quantifier précisément la rotation axiale des vertèbres ou en préopératoire, pour déterminer la géométrie des vertèbres et en particulier des pédicules.

2.1.5 Outils de « mesure directe » des paramètres externes

2.1.5.1 Principe général

Dans ce chapitre sont présentés quelques outils permettant d'évaluer par mesure directe des paramètres liés à la morphologie du tronc. Les trois outils principalement utilisés sont le fil à plomb, la règle et le scoliomètre.

Le fil à plomb et la règle permettent de mesurer les déviations frontales ainsi que les flèches (Figure 18-a). Le scoliomètre sert à mesurer les gibbosités ; il s'apparente à un niveau gradué (Figure 18-b).

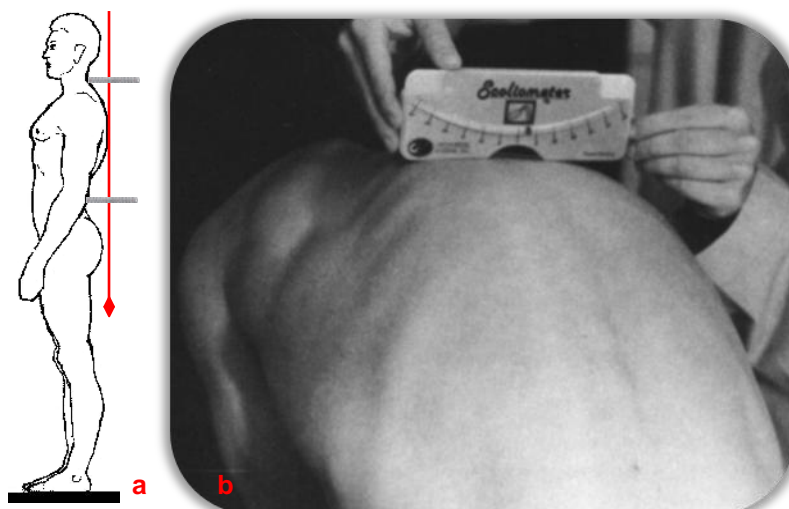


Figure 18. Outils de mesure directe
a : mesure au fil à plomb + règle, b : scoliomètre, d'après (Pearsall, 1992)

2.1.5.2 Avantages et limites dans le cadre des troubles de la posture rachidienne

L'avantage de ces outils est qu'ils sont très maniables et peu coûteux, et permettent d'accéder aux principaux paramètres d'évaluation des déviations rachidiennes (voir § 2.2.2). C'est pourquoi tous les médecins réalisant des mesures externes pour l'évaluation des troubles de la posture possèdent ces outils de base.

La principale limite de ces outils est la faible précision et le caractère opérateur-dépendant des mesures réalisées, en particulier concernant les mesures à la règle et au fil à plomb.

2.1.6 Acquisitions optiques de la surface du dos (franges de Moiré, lumière structurée...)

2.1.6.1 Principe général

Le principe du Moiré d'ombre, qui était la première méthode permettant de visualiser le relief du dos, est le suivant : L'ombre d'un réseau de traits (grille) est projetée sur la surface d'un objet par une source ponctuelle. Lorsqu'un observateur, décalé par rapport à la source lumineuse, regarde l'objet à travers la grille, la superposition de la grille et de son ombre fait apparaître des lignes de niveaux. Le relief est alors directement visible sur le dos du patient ; une photo de cette image peut être prise afin de calculer des paramètres (Figure 19-a).

Le principe général des autres méthodes est de projeter un ou des patrons d'images spécifiques sur le dos du patient, d'enregistrer l'image du patron déformé par la surface du dos à l'aide d'une caméra dont le positionnement par rapport au projecteur est connu, puis d'interpréter l'image recueillie par la caméra à l'aide d'un algorithme pour déduire le relief de celui-ci. Le principe général est illustré par la (Figure 19-b)

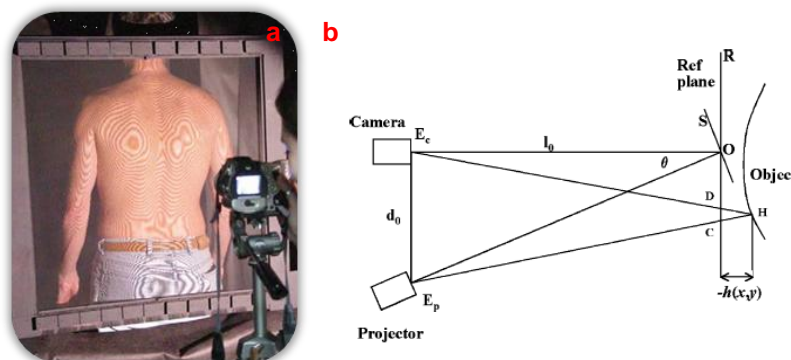


Figure 19. Principe d'acquisitions optiques 3D
 a : Moiré d'ombre, d'après (Porto et al., 2010)
 b : Moiré de projection, d'après (Berryman et al., 2008)

2.1.6.2 Avantages et limites dans le cadre des troubles de la posture rachidienne

L'avantage de ces méthodes est qu'elles permettent d'accéder potentiellement à tous les paramètres 3D de la surface du dos décrits au § 2.2.2. En réalité, les dispositifs possèdent un logiciel d'exploitation permettant d'accéder à des paramètres prédéfinis de la surface du dos. Le clinicien aura donc accès aux paramètres accessibles sur le logiciel utilisé.

Ainsi, ces outils permettent de mesurer de manière quantitative et objective des paramètres autrement inaccessibles, et ne sont pas opérateur-dépendants. Cela en fait des outils pertinents, en particulier pour le suivi de patients souffrant de troubles de la posture.

De plus, ces dernières années, les temps de réalisation d'examen à l'aide de ces outils ont considérablement diminué, permettant d'accéder aux données en 1 à 2 minutes à partir de l'acquisition, rendant ces dispositifs utilisables en routine clinique.

Toutefois, ces dispositifs restent assez coûteux, en particulier comparés aux outils classiques (fil à plomb, règle, scoliomètre), ce qui fait qu'encore peu de médecins en sont équipés.

2.1.7 Acquisitions de la surface du tronc complet

2.1.7.1 Principe général

Deux techniques sont principalement utilisées pour réaliser des acquisitions 3D du tronc complet.

La première méthode consiste à réaliser plusieurs acquisitions optiques (voir § 2.1.6) et à les recalcr entre elles. Pour cela, soit plusieurs systèmes d'acquisition sont utilisés et calibrés entre eux (Figure 20-a), soit des repères sont placés sur le patient et un recalcr les faisant coïncider permet d'assembler les surfaces.

La deuxième méthode utilise une « douche » laser que l'utilisateur fait passer devant la surface du tronc pour scanner celle-ci (Figure 20-b).

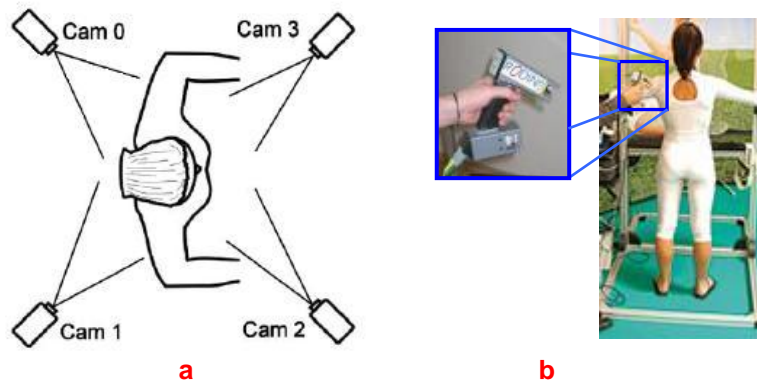


Figure 20. Acquisitions de la surface du tronc complet
 a : 4 acquisitions optiques simultanées, d'après (Jaremko et al., 2002);
 b : acquisition par balayage de la surface avec un « scanner » laser
<http://www.rodin4d.com/fr/produits/scanner-rodin4d>

2.1.7.2 Avantages et limites dans le cadre des troubles de la posture rachidienne

L'avantage de ces acquisitions est qu'elles permettent d'avoir accès à quelques paramètres 3D du tronc complet, en particulier des coupes transverses.

Cependant, les seuls dispositifs permettant de scanner le tronc complet commercialisés à ce jour ont tous comme application la fabrication de corsets : la forme acquise sert de positif à l'orthoprothésiste qui vient ensuite le modifier sur un logiciel afin d'apporter les corrections souhaitées. Le résultat est ensuite envoyé en fabrication afin de servir de moule positif au corset.

Ainsi, ces systèmes ne sont pas encore utilisés en routine clinique dans le cadre d'évaluation ou de suivi des troubles de la posture.

2.1.8 Acquisitions de mobilités / acquisitions dynamiques

2.1.8.1 Principe général

Le principe de ces méthodes est de réaliser plusieurs acquisitions (en continu ou dans plusieurs positions) de différents points anatomiques du patient afin d'en extraire des informations. Plusieurs technologies existent.

- Les systèmes optoélectroniques d'analyse du mouvement : Des marqueurs réfléchissants sont placés sur les points anatomiques à suivre du patient. Plusieurs caméras optoélectroniques sont disposées autour du patient et permettent de déterminer en temps réel la position 3D des marqueurs (Figure 21-a).
- Les systèmes à ultrasons : des émetteurs ultrasons sont positionnés sur les points anatomiques à suivre du patient. Plusieurs capteurs ultrasons sont placés à proximité du patient et permettent de déterminer en temps réel la position 3D des marqueurs (Figure 21-b).

- Détection de la ligne des épineuses à l'aide d'accéléromètres : Il existe des systèmes permettant d'évaluer la configuration de la ligne des épineuses en la longeant à l'aide d'un appareil contenant des accéléromètres. Le clinicien peut réaliser des acquisitions avec le patient dans plusieurs postures afin d'évaluer les mobilités (Figure 21-c).

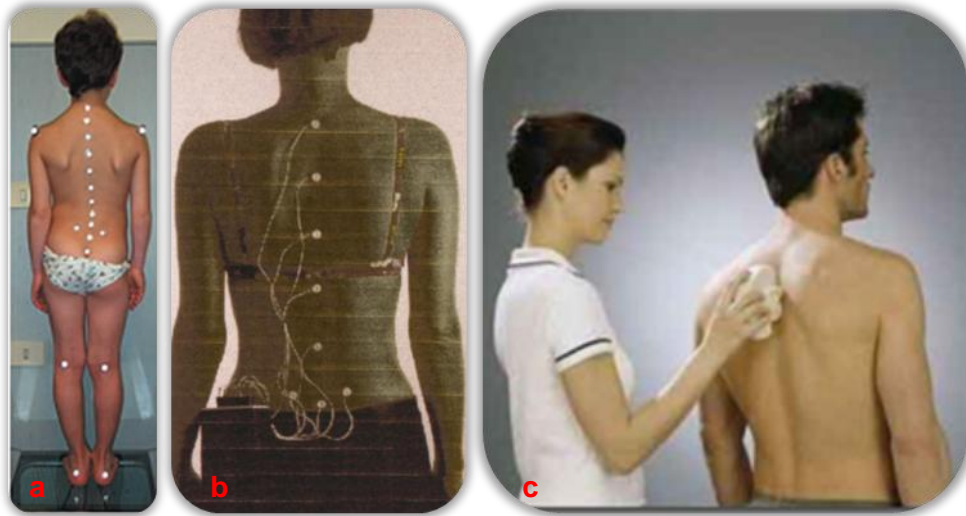


Figure 21. Systèmes d'analyse du rachis en mobilités / dynamique
 a : système optoélectronique d'analyse du mouvement, d'après (D'Amico, 2007)
 b : système à ultrasons, d'après (Asamoah et al., 2000)
 c : système de détection de la ligne des épineuses par accéléromètres
 (http://athlex.medimex.free.fr/doc/spinal_technique.pdf)

2.1.8.2 Avantages et limites dans le cadre des troubles de la posture rachidienne

Le but de ces systèmes n'est pas d'évaluer la surface du dos (pas d'accès à la surface 3D mais à des points), mais de déduire la position du rachis et ses mobilités.

L'avantage est que ces dispositifs permettent d'avoir des informations sur le rachis 3D en posture et en mobilité de manière non invasive.

L'inconvénient est qu'il ne s'agit pas d'imagerie du rachis à proprement parler car le rachis est uniquement déduit de quelques points de la surface du dos, et de modèles géométriques et/ou statistiques.

2.1.9 Conclusion sur les systèmes d'acquisition du rachis et du dos

Les tableaux ci-dessous récapitulent les différents outils de mesure du rachis et du dos présentés, ainsi que leurs avantages et limites principaux.

	Accès configuration 3D	Posture debout	Irradiations	Ordre de grandeur des erreurs sur les paramètres	Coût
Radiographie conventionnelle	Non	Oui	Moyennes	5°	Faible
Radiographie bi-planaire	Oui	Oui	Moyennes	< 5° < 3 mm	Faible
Scanner	Oui	Non	Fortes	< 1 mm	Moyen
IRM	Oui	Non	Aucune	< 1 mm	Important

Tableau 1. Synthèse des systèmes d'acquisition du rachis

	3D	Nombre paramètres accessibles	Accès au tronc complet	Accès aux mobilités	Temps d'acquisition en posture	Ordre de grandeur des erreurs sur les paramètres
Mesures directes	Non	Moyen	Non	Oui	Long	5 mm à 1 cm
Acquisitions optiques	Oui	Important	Non	Non	Faible	< 5 mm < 3°
Acquisitions du tronc	Oui	Aucun	Oui	Non	Moyen à long	Pas de paramètres
Acquisitions mobilités	Oui	Moyen	Non	Oui	faible	< 5 mm < 3°

Tableau 2. Synthèse des systèmes d'acquisition externe

Au vu des avantages et limites de chaque système d'acquisition, la radiologie (radiographie conventionnelle ou biplane), couplée aux mesures en posture de la surface du dos, serait une technique très appropriée pour l'évaluation et le suivi des déviations rachidiennes ou troubles de la posture.

Actuellement, la radiographie conventionnelle et les mesures externes manuelles restent toutefois les techniques principalement utilisées pour le suivi de ces pathologies, mais elles ne sont que très rarement couplées.

2.2 Paramètres cliniques du rachis et du dos

Afin d'évaluer les pathologies rachidiennes, les cliniciens ont accès à de nombreuses mesures issues d'acquisitions radiographiques (paramètres concernant directement le rachis et/ou les vertèbres) ainsi que de mesures externes (paramètres concernant la surface du dos ou du tronc). Dans ce chapitre, seuls seront décrits les paramètres liés à la posture du sujet et non à la géométrie locale des vertèbres.

2.2.1 Paramètres cliniques du rachis

2.2.1.1 Paramètres dans le plan frontal

- Angle de Cobb (Cobb, 1948) : l'angle de Cobb correspond à l'angle entre les plateaux supérieur de la vertèbre limite supérieure, et inférieur de la vertèbre limite inférieure. Les vertèbres limites se définissent comme les vertèbres les plus inclinées dans le plan frontal (Figure 22-a). Ce paramètre est la mesure de référence actuelle pour l'évaluation des scolioses et attitudes scoliotiques (déviation latérale du rachis sans rotation axiale des vertèbres).
- Angle sacro-iliaque ou statique du bassin : il s'apprécie par l'angle formé entre la droite reliant les pieds des articulations sacro-iliaques et l'horizontale (Figure 22-b). Une statique du bassin normale est nulle.
- Inégalité de hauteur des têtes fémorales : ce paramètre correspond à l'écart de hauteur entre les tangentes horizontales au point supérieur des deux têtes fémorales (Figure 22-c).
- Equilibre frontal ou aplomb frontal : ce paramètre permet d'évaluer la distance latérale entre le milieu du plateau sacré et le milieu du corps vertébral de C7, le milieu du plateau supérieur de T1 ou l'épineuse de C7 (Figure 22-d). Il sert à exprimer un déséquilibre frontal global.

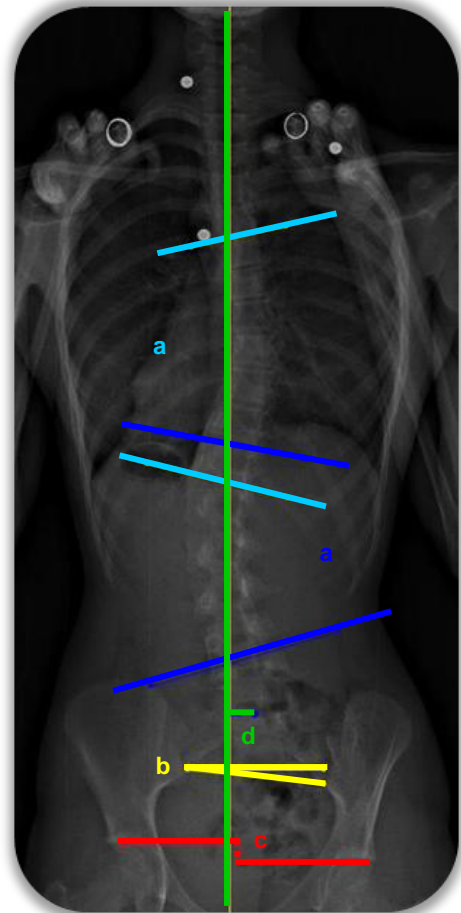


Figure 22. Paramètres frontaux

- Rotations vertébrales et intervertébrales axiales. Plusieurs méthodes ont été proposées pour mesurer ces rotations à partir d'une radiographie de face (Perdriolle, 1979). La plupart se basent sur une asymétrie des distances frontales entre le centre du corps vertébral et les pédicules droit et gauche (Figure 23). La plupart de ces méthodes sont récapitulées dans l'article (Chi et al., 2006).

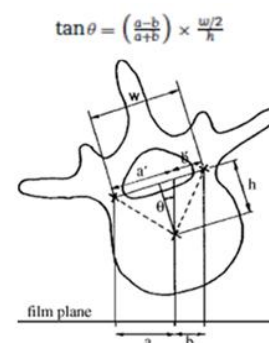


Figure 23. Exemple de mesure de rotations axiales à partir de radiographies de face

- Des auteurs ont proposé plusieurs paramètres de caractérisation de région spinale de face (Berthonnaud and Dimnet, 2007) (Figure 24). Il s'agit de la longueur du segment S entre deux vertèbres jonction (d), de la distance entre ce segment S et la vertèbre sommet (h), la longueur entre la vertèbre jonction inférieure et la projection de la vertèbre sommet sur le segment S (l), le ratio l/d (R_A), les angles formés entre le segment S et la courbe passant par le centre des corps vertébraux au niveau des vertèbres jonction (β), l'angle entre le segment S et la verticale (α).

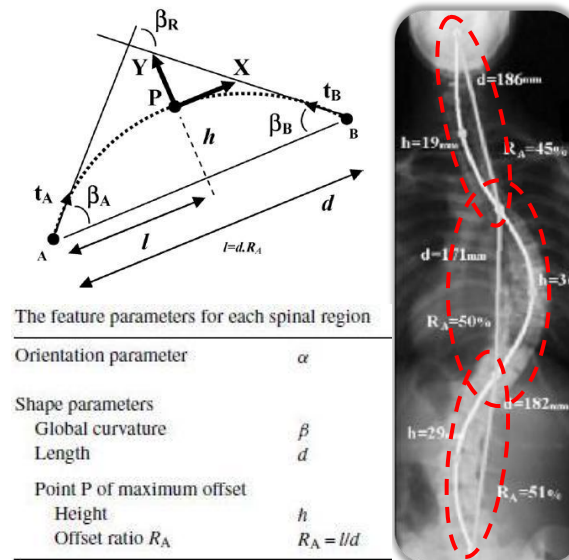


Figure 24. Paramètres radiographiques frontaux proposés par (Berthonnaud and Dimnet, 2007)

2.2.1.2 Paramètres dans le plan sagittal

- Cyphose thoracique : elle est donnée par l'angle mesuré entre le plateau supérieur de T1 et l'inférieur de T12. Il est courant en routine clinique de déterminer cette cyphose à partir du plateau supérieur de T4 et l'inférieur de T12 du fait du caractère caché de T1.
- Lordose lombaire : elle est donnée par l'angle mesuré entre le plateau supérieur de L1 et le plateau supérieur de S1.
- Lordose lombaire maximale : elle est donnée par l'angle mesuré entre le plateau vertébral le plus incliné postérieurement et le plateau supérieur de S1.
- Gîte sagittale de T9 : elle est un angle positionnel du tronc, qui se mesure entre la verticale abaissée sur les têtes fémorales et la droite joignant les têtes fémorales et le centre de la vertèbre T9, considéré comme le centre de gravité du tronc (Figure 25-a).
- Gîte lombaire : il s'agit de l'angle entre la verticale et la droite passant par le milieu du plateau inférieur de L5 et le centre de la vertèbre L1 (Khouri, 2004) ou le milieu du plateau inférieur de L1 (Legaye and Duval-Beaupere, 2005). Ce paramètre décrit l'inclinaison sagittale du segment lombaire.
- Equilibre global du rachis : il est donné par la distance entre la verticale abaissée des conduits auditifs et le milieu des têtes fémorales (Figure 25-b). D'après (Khouri, 2004), la verticale abaissée des conduits auditifs doit passer par C6, L3 et le milieu du plateau sacré pour un rachis sain.
- Pente sacrée : elle est mesurée par l'angle formé entre le plateau de S1 et l'horizontale (Figure 25-c).

- Porte à faux : c'est la distance entre le milieu du plateau sacré et la verticale passant par le milieu des têtes fémorales.
- Version pelvienne : il s'agit de l'angle mesuré entre la verticale abaissée sur le milieu des têtes fémorales, et la droite rejoignant le milieu des têtes fémorales et le milieu du plateau sacré (Figure 25-d).
- Incidence pelvienne : c'est l'angle formé entre la perpendiculaire au plateau sacré et la droite passant par le milieu des têtes fémorales et le milieu du plateau sacré (Figure 25-e).

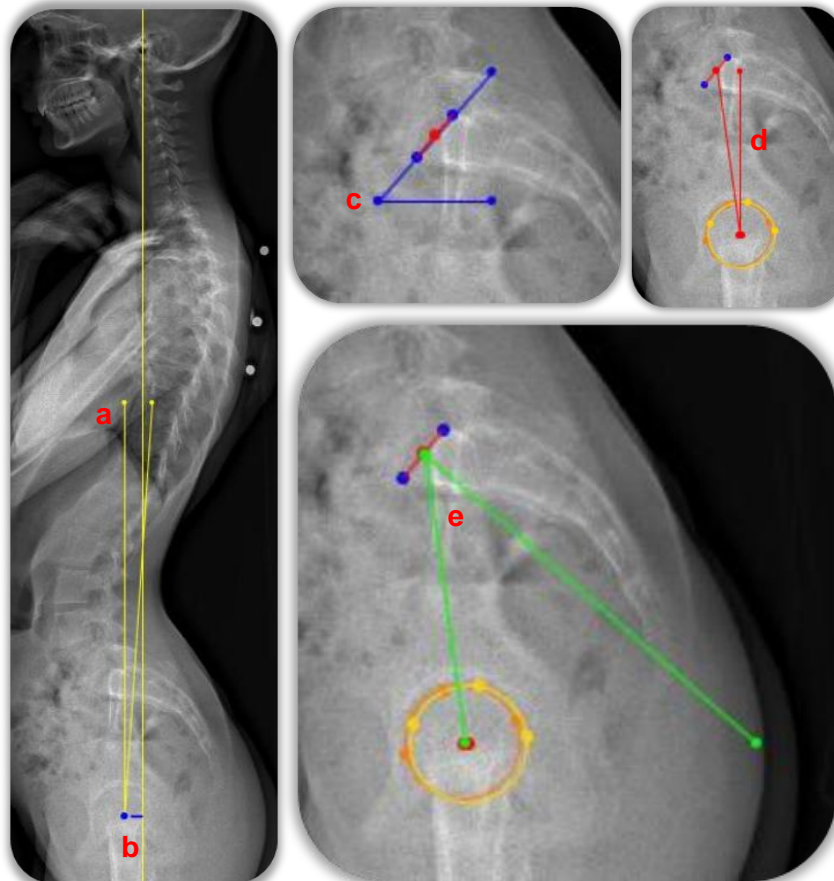


Figure 25. Paramètres radiographiques dans le plan sagittal

2.2.1.3 Paramètres dans le plan transversal

- Vue apicale de la ligne spinale : il s'agit de la projection dans le plan transversal de la courbe passant par le centre des corps vertébraux (De Smet et al., 1983; Graf et al., 1983) : La ligne spinale peut être obtenue à partir de toute reconstruction 3D du rachis. Cette vue permet d'appréhender les déviations rachidiennes tridimensionnelles. Chez un sujet sain, cette courbe doit évoluer sur l'axe postéro-anterieur (Figure 26).

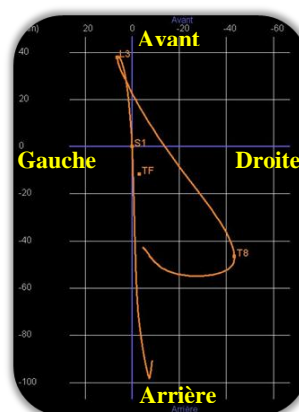


Figure 26. Vue apicale de la ligne spinale

- Indice de pénétration vertébrale : il s'agit, pour une coupe transversale donnée, du rapport entre, d'une part, la surface délimitée par la vertèbre et la tangente de gibbosité, et d'autre part la surface de la cage thoracique (voir Figure 27 selon (Dubousset et al., 2003)). Si on intègre ces volumes sur les différentes coupes du tronc, on obtient un rapport de volumes représentant l'indice de pénétration global.
- Rotations vertébrales et intervertébrales axiales. Ces paramètres peuvent être évalués à partir de la radiographie de face (voir §2.2.1.1). Toutefois, pour une évaluation plus précise de la rotation axiale, par exemple au niveau de la vertèbre apicale, des techniques d'acquisitions de coupes transversales peuvent être utilisées (scanner ou IRM).

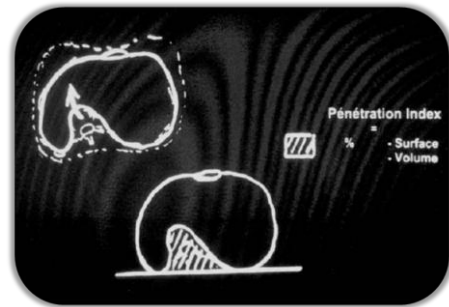


Figure 27. Indice de pénétration vertébrale



Figure 28. Coupe scanner transversale

2.2.1.4 Paramètres 3D

- Plans de déformation maximale : plusieurs définitions ont été proposées par (Aubin et al., 1999), comme par exemple le plan dans lequel l'angle de Cobb est maximal, le plan passant par les vertèbres jonction et sommet (Figure 29) ou le plan contenant « au mieux » les vertèbres d'une courbure scoliothique. L'angle « de Cobb » projeté dans ce plan ainsi que l'orientation de ce plan en vue apicale sont des paramètres utilisés dans l'évaluation des scolioses.
- Rotations vertébrales et intervertébrales latérales (Figure 30), sagittales et axiales à partir de reconstructions 3D du rachis. Les rotations vertébrales sont les angles permettant d'obtenir l'orientation de la vertèbre par une succession de trois rotations successives, autour des axes latéral, sagittal puis axial (Skalli et al., 1995).

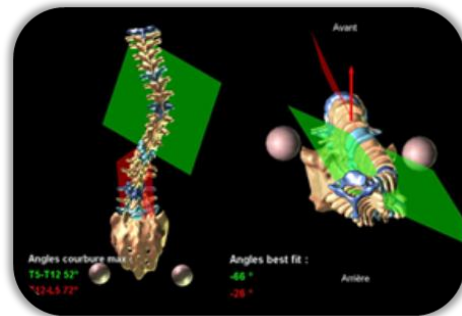


Figure 29. Plans de déformation maximale

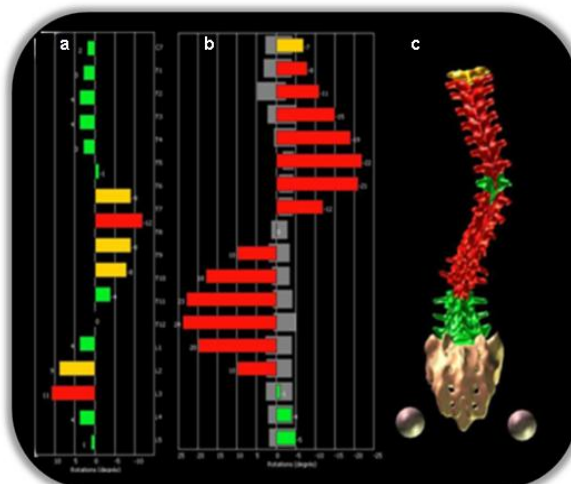


Figure 30. Rotations intervertébrales (a) et vertébrales (b) latérales, et visualisation du rachis 3D

2.2.2 Paramètres cliniques de la surface du dos et du tronc

L'aspect du dos, ses courbures et ses asymétries sont généralement les premiers critères permettant de détecter et évaluer des pathologies de la posture rachidienne. Une revue de littérature, récemment réalisée par Patias (Patias et al., 2010), a permis de récapituler la plupart des paramètres et indices (association de plusieurs paramètres) utilisés cliniquement pour l'évaluation de pathologies rachidiennes. Plusieurs repères anatomiques sont régulièrement utilisés pour déterminer des paramètres : la proéminence au niveau de l'épineuse de C7 sera souvent appelée C7, par abus de langage, dans la suite de ce chapitre. Le sommet du pli interfessier, situé au droit de la seconde vertèbre sacrée peut être appelé, selon les auteurs, S2, sacrum ou pli interfessier. Enfin, les fossettes de Michaelis, situées au droit des épines iliaques postéro-supérieures, sont généralement nommées EIPS.

2.2.2.1 Paramètres dans le plan frontal

- Déviation latérale de C7 : distance de C7 à la verticale passant par le pli interfessier (Figure 31-a).
- Déviation latérale maximale droite ou gauche : distance maximale à la verticale passant par le pli interfessier du point de la ligne des épineuses le plus éloigné à droite ou à gauche (Figure 31-b).
- Déséquilibre des épaules : angle formé entre l'horizontale et la droite passant par les épaules ou par les acromions (Figure 31-c).
- Déséquilibre du bassin : angle formé entre l'horizontale et la droite passant par les épines iliaque postéro-supérieures (EIPS) (Figure 31-d).
- Pseudo angle de Cobb (Berryman et al., 2008), ou, selon les auteurs, angle Quantec, Qangle (Goldberg et al., 2001), angle Biomod : il s'agit de l'angle de courbure de la ligne des épineuses entre deux point d'inflexion de cette courbe dans le plan frontal (Figure 31-e).
- Paramètres liés aux triangles de taille : différence de hauteur entre les aisselles, différence de hauteur entre les creux de taille, distances entre les creux de taille et les verticales passant par les aisselles (Figure 31-f)...

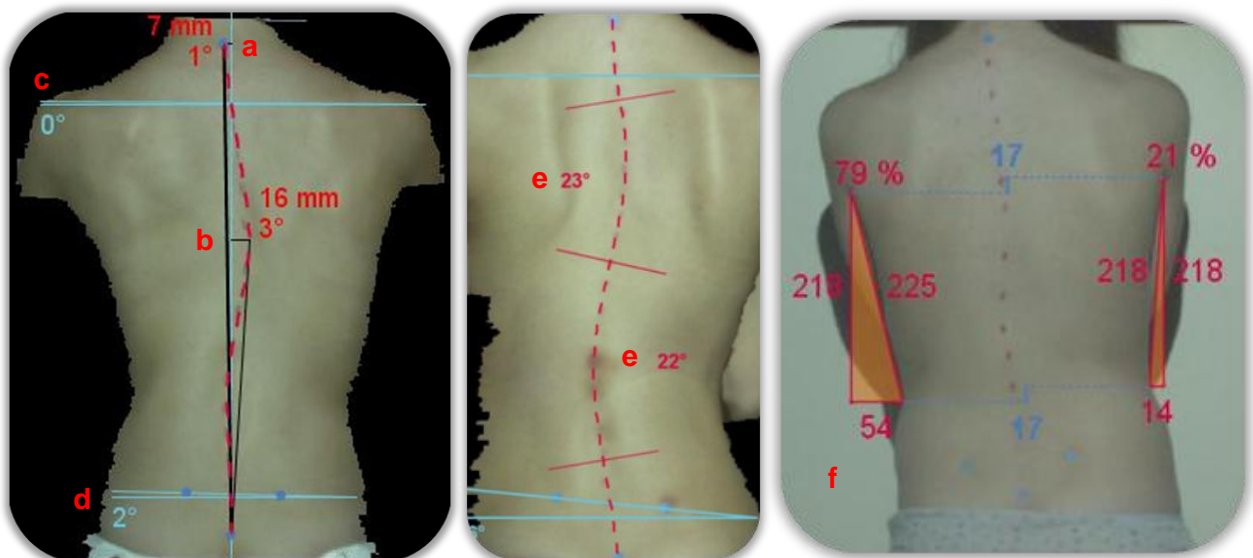


Figure 31. Illustration de paramètres frontaux liés à la surface du dos

- POTSI (POsterior Trunk Symmetry Index) : Ce paramètre, défini par Suzuki (Suzuki, 1999), est la somme de différents indices. Ces indices quantifient des asymétries au niveau des épaules, aisselles et tailles, selon les deux directions du plan frontal (Figure 32).

$$POTSI = (FAI-C7 + FAI-A + FAI-T) + (HDI-S + HDI-A + HDI-T)$$

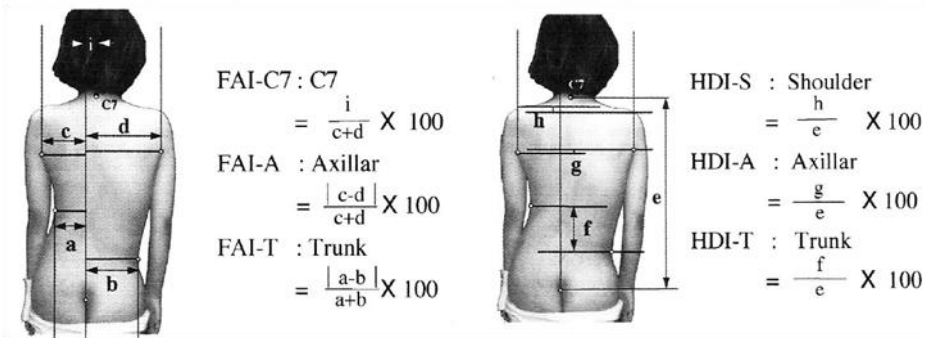


Figure 32. Illustration de l'indice POTSI

2.2.2.2 Paramètres dans le plan sagittal

- Inclinaison sagittale globale : angle formé entre la droite passant par C7 et le sommet du pli interfessier et la verticale (Figure 33-a).
- Flèches sacrée, lombaire, thoracique et de C7 : distances entre la verticale passant par le point le plus postérieur de la courbe C7 – pli interfessier et, respectivement, le sommet du pli interfessier, le point le plus antérieur de la lordose lombaire, le point le plus postérieur de la cyphose thoracique et C7 (Figure 33-b).
- Courbure de cyphose thoracique : angle entre les normales à la courbe C7 - Pli interfessier au niveau de C7 et du point d'inflexion entre la cyphose thoracique et la lordose lombaire. A la place de ce point d'inflexion, certains auteurs utilisent l'intersection entre la courbe C7-Pli interfessier et la droite reliant C7 au pli interfessier (Figure 33-c).
- Courbure de lordose lombaire : angle entre les normales à la courbe C7 - Pli interfessier au niveau du sommet du pli interfessier et du point d'inflexion entre la cyphose thoracique et la lordose lombaire. A la place de ce point d'inflexion, certains auteurs utilisent l'intersection entre la courbe C7-Pli interfessier et la droite reliant C7 au pli interfessier (Figure 33-d).
- Pseudo-pente sacrée : angle formé entre la normale à la courbe C7 - Pli interfessier au niveau du sommet du pli interfessier et l'horizontale (Figure 33-e).
- Répartition lordose – cyphose. Deux surfaces sont définies entre la courbe C7 - Pli interfessier et le segment de droite reliant ces mêmes points. La répartition s'exprime en pourcentage de surface entre la surface de cyphose thoracique (ou de lordose lombaire) et la surface totale (Figure 33-f).
- Une autre mesure permettant d'évaluer la cyphose thoracique et la lordose lombaire a été proposée par Berryman (Berryman et al., 2008) : il s'agit des distances maximales entre la courbe C7 - Pli interfessier et le segment de droite reliant ces mêmes points (Figure 33-g).

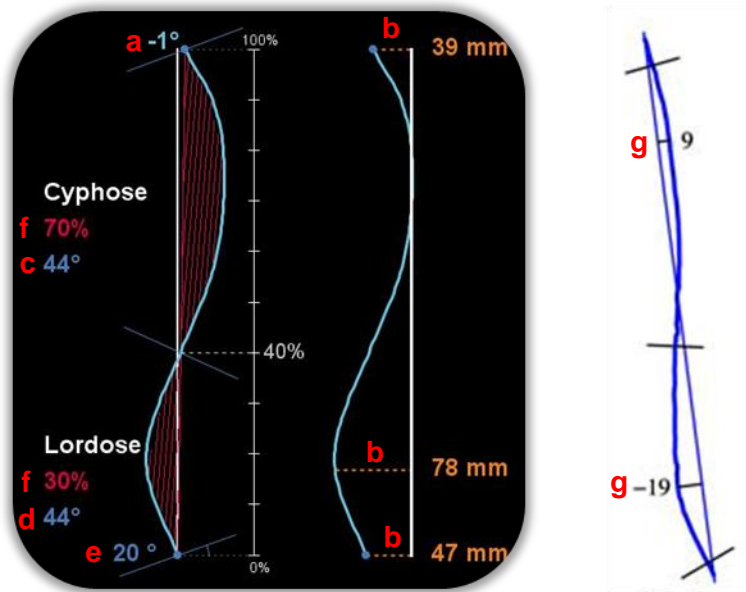


Figure 33. Illustration de paramètres sagittaux liés à la surface du dos

2.2.2.3 Paramètres dans le plan transversal

- **Gibbosité** : il s'agit d'une asymétrie entre les parties droite et gauche dans le plan transverse (bosse). Cette « bosse » provient de la rotation des côtes provoquée par la rotation axiale des vertèbres, et s'exprime comme un angle ou une distance (Figure 34-a). C'est un des paramètres caractéristiques de l'évaluation de la scoliose, permettant de différencier une scoliose vraie d'une attitude scoliotique (déviation latérale sans rotation axiale des vertèbres). Ce phénomène est amplifié lorsque le patient se penche en avant (flexion). Plusieurs autres paramètres basés sur cette asymétrie ont été proposés et sont décrits ci-dessous.
- **Rotation de la peau** (Berryman et al., 2008) : pour calculer ce paramètre, la longueur C7-sacrum (L) est mesurée, puis la ligne des épineuses ainsi que les lignes à 10% de la longueur L à droite et à gauche de la ligne des épineuses sont repérées. Dans une coupe transverse, l'angle de rotation de la peau est l'angle formé entre le segment reliant les points des lignes à droite et à gauche de la ligne des épineuses et l'axe du plan frontal (Figure 34-b).

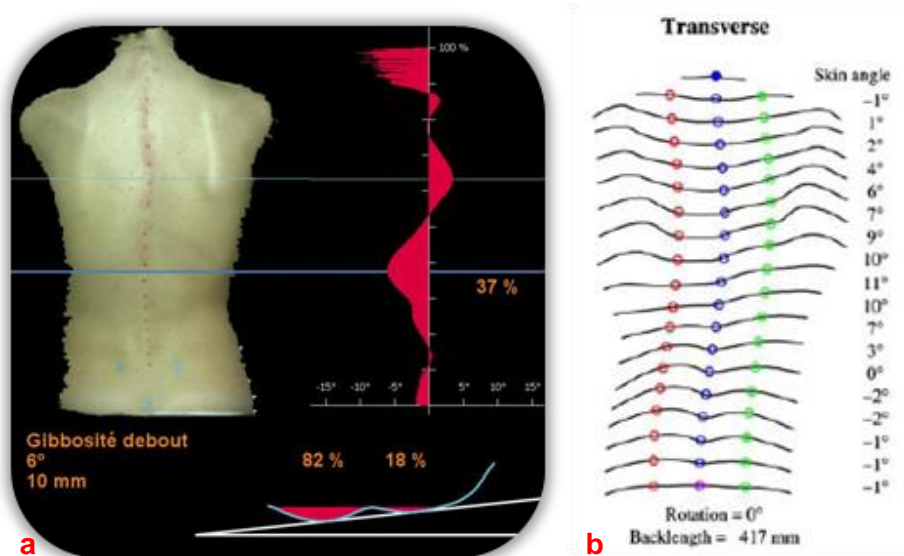


Figure 34. Illustration de calculs de gibbosités

- Suzuki Hump Sum (SHS) : il s'agit de la somme des gibbosités thoracique, thoracolumbaire et lombaire, chacune étant rapportée à la largeur du patient à ce niveau (Suzuki, 1992; Takahashi et al., 2007)(Figure 35-a).
- Crude Trunk Asymmetry Score (CTAS) : il s'agit de la quantification de l'asymétrie « droite / gauche » en additionnant cinq différences de profondeur entre des points à égale distance à droite et à gauche de la ligne des épineuses (Burwell et al., 1983). Ces points sont pris tous les 5% de la largeur du patient (Figure 35-b).

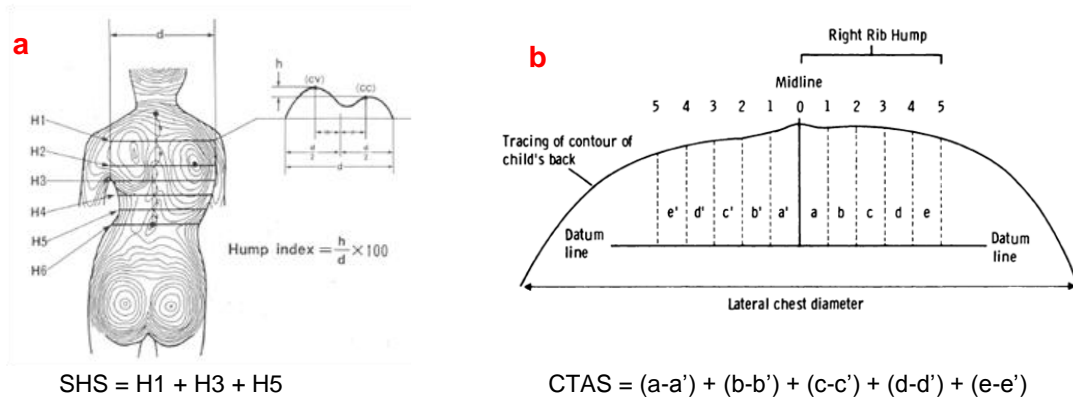


Figure 35. Illustration d'indices basés sur les gibbosités

- DAPI (Deformity in the Axial Plane Index) : cet indice est la somme de différences de profondeur entre des points symétriques au niveau des omoplates et de la taille (Minguez et al., 2007) (Figure 36-a).
- Paramètres liés à des coupes transverses du tronc complet (Jaremko et al., 2002) : ces paramètres sont le centre de gravité de la coupe, l'axe d'inertie principal (PAX) et son orientation, l'orientation de la droite tangente à la surface du dos (BSR, équivalent à la gibbosité), l'orientation de référence nulle étant la droite passant par les EIPS (Figure 36-b).

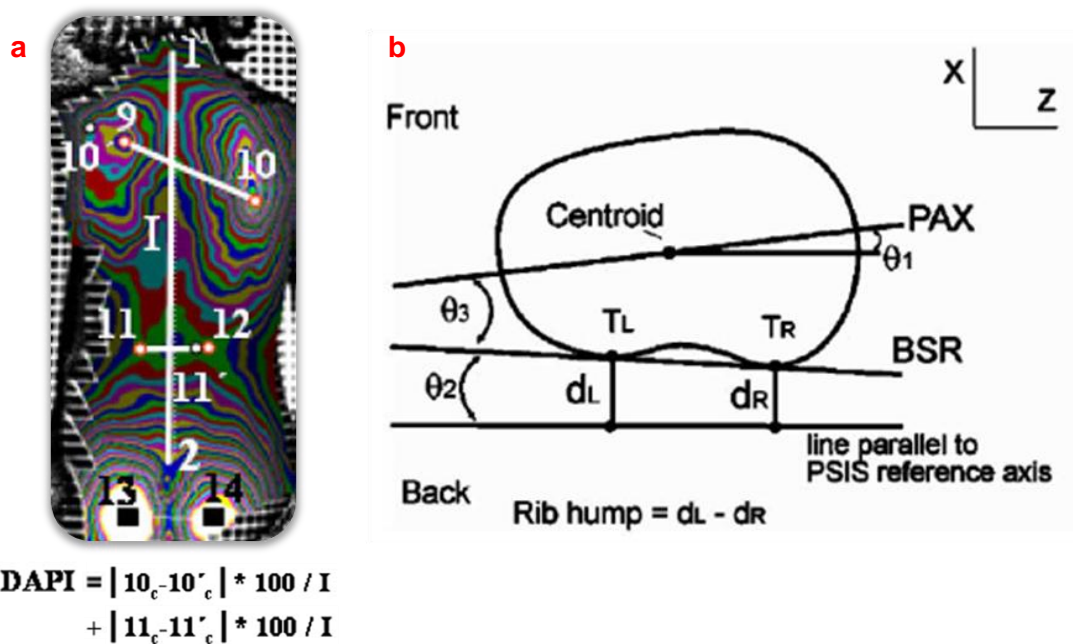


Figure 36. Illustration du paramètre DAPI et de paramètres liés au tronc complet

2.3 Relations internes – externes

2.3.1 Tableau de synthèse de la littérature

L'angle de Cobb étant le paramètre de référence pour caractériser l'amplitude d'une courbure scoliotique, de nombreux auteurs ont cherché à déduire cet angle à partir de paramètres mesurés sur la surface du dos. Plusieurs autres paramètres (déviations latérales, rotation axiale vertébrale) sont étudiés et ont été également évalués à partir de données issues de la surface du dos (voir Tableau 3).

Article	Titre	Commentaires	Paramètres reliés	Relation	Nb patients de l'étude
(Daruwalla and Balasubramaniam, 1985)	Moiré topography in scoliosis, its accuracy in detecting the site and size of the curve	Franges de moiré sur un grand nombre de patients scoliotiques. Mesure de la 'gibbosité' en décalage de franges. Assez mal relié à l'angle de Cobb	'gibbosité' en décalage de franges / Cobb	Assez faible	1093
(Stokes, 1989)	Axial rotation component of thoracic scoliosis	Corrélations entre la gibbosité (rotation de la surface du dos) et des paramètres du rachis (angle de Cobb, rotation vertébrale, rotation du plan de courbure maximale)	Gibbosité / Cobb Gibbosité / rotation vertébrale Gibbosité / rotation du plan de courbure max	0.88 0.77 -0.69	40 scolioses idiopathiques
(Pearsall, 1992)	Comparison of three noninvasive methods for measuring scoliosis	Comparaison 3 méthodes d'évaluation de la scoliose non invasives sur 14 patients : bonne corrélation entre scoliomètre et back contour device, relation correcte entre Moiré et Cobb en thoracique, peu de relations pour tout le reste	Scoliomètre / Cobb Back contour / Cobb Moiré / Cobb	r=0.18 r=0.31 r=0.58 mieux en thoracique	24
(Suzuki, 1992)	Moiré topography and back shape analysis - clinical application	Exploitation de la surface du dos à partir de franges de Moiré, définition des paramètres Hump Index et Hump Sum pour déduire un angle de Cobb, corrélation r=0.54	Hump Sum / Cobb	r=0.54	397 scolioses idiopathiques (312 simples, 85 doubles)
(Theologis et al., 1997)	Early detection of progression in adolescent idiopathic scoliosis by measurement of changes in back shape with the Integrated Shape Imaging System Scanner	Détection de la progression de la scoliose avec le système ISIS. Certains paramètres ISIS (lateral asymmetry, volumetric asymmetry, hump severity) peuvent permettre de prévoir la progression d'une scoliose			78
(Goldberg et al., 2001)	Surface topography, Cobb angles, and cosmetic change in scoliosis	Reconstruction de la surface du dos à l'aide du système Quantec. Peu de relation entre Cobb et l'angle Quantec (Qangle) Pas de relation entre variation Cobb et Qangle Relation dans 1 sens entre variation Cobb et variation d'au moins 1 paramètre de la surface du dos	Qangle / Cobb Variat° Qangle / Cobb Variat° POTSI / Cobb Variat° Suzuki Hump Sum / Cobb	r=0.812 r²=0.301 r=0.423 r=0.482	155 59 59
(Liu et al., 2001)	Functional classification of patients with idiopathic scoliosis assessed by the Quantec system	Classification de patients scoliotiques en 3 groupes à partir de paramètres déterminés par un système Quantec Spinal Imaging System (QSIS). Permet de faire du suivi en limitant les radios (groupes 1 et 2, suivi régulier, groupe 3, possibilité d'intervention)	Classification en groupes Qangle / Cobb	Classement non correct dans 15% à 36.5% des cas selon les groupes	129 simple courbure, 119 double courbure
(Hackenberg and Hierholzer, 2002)	3D Back surface analysis of severe idiopathic scoliosis by rasterstereography: Comparison of rasterstereographic and digitized radiometric data	Détermination déviation latérale et rotation axiale à partir de la surface du dos, appliqué à des scolioses sévères 47° < Cobb < 92° avant et après opération	Déviations latérales de la ligne spinale (surface du dos / radios) Rotation de la surface du dos / rotation axiale vertébrale	RMS 5.8 mm RMS 4.4°	25

(Jaremko et al., 2002)	Indices of torso asymmetry related to spinal deformity in scoliosis	Nombreux paramètres d'asymétrie du tronc (par coupe axiale) étudiés + relations entre un indice (couplant plusieurs de ces paramètres) et l'angle de Cobb	Estimation Cobb (à partir gibbosité, déviation latérale, asymétrie de la surface, rotation du torse) / Cobb	r=0.91	48
(Jaremko et al., 2002)	Genetic algorithm - neural network estimation of Cobb angle from torso asymmetry in scoliosis	Estimation de l'angle de Cobb à partir de paramètres de la surface du torse (voir Jaremko_02b), à l'aide d'un algorithme génétique - réseau de neurones	Cobb déduit réseaux de neurones / Cobb	r=0.93	26
(Hackenberg et al., 2003)	Rasterstereographic back shape analysis in idiopathic scoliosis after anterior correction and fusion	Comparaison pré/post-opératoire (opération par voie antérieure), paramètres issus de la surface du dos et de la radio comparés : déviation latérale, Cobb, rotation axiale	Déviation latérale de la ligne spinale (surface du dos / radios) Rotation de la surface du dos / rotation axiale vertébrale (= without correction of posture) Rotation de la surface du dos / rotation axiale vertébrale (with correction of posture between both measurements)	RMS 4.7mm RMS 4.6° RMS 3.2°	149
(Minguez et al., 2007)	Quantifier variables of the back surface deformity obtained with a noninvasive structured light method: evaluation of their usefulness in idiopathic scoliosis diagnosis	Calcul de paramètres de la surface du dos (POTSI et DAPI) visualisation de la surface du dos à l'aide de lignes de niveau corrélation entre ces variables et les variables cliniques (Cobb et rotation axiale)	POTSI / Cobb POTSI /vert. Rotation DAPI / Cobb DAPI / vert. Rotation	r=0.67 r=0.52 r=0.71 r=0.62	86 (56 sains et 30 scolioses)

Tableau 3. Synthèse des relations internes - externes

2.3.2 Points à retenir

Depuis l'émergence des systèmes de mesure et de reconstruction 3D de la surface du dos, de nombreuses recherches ont été menées afin de corrélérer des données issues de la surface du dos avec des paramètres radiologiques 2D utilisés actuellement pour caractériser des pathologies rachidiennes, et notamment les scolioses.

L'angle de Cobb étant la donnée standard utilisée pour quantifier une courbure scoliothique, de nombreux auteurs ont cherché à le déduire de paramètres issus de la surface du dos. Les tentatives de corrélation entre la gibbosité (mesurée à l'aide d'un scoliomètre, d'un 'Back contour device' ou de franges de Moiré) et cet angle se sont révélées peu concluantes ($r < 0.58$) :

Le paramètre le plus corrélé avec l'angle de Cobb est l'angle Quantec ou Qangle défini par Goldberg ($r = 0.81$). Il est défini à partir de normales à la ligne des épineuses.

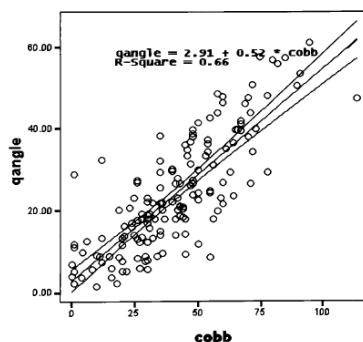


Figure 37. Corrélation angle Quantec / angle de Cobb (Goldberg et al., 2001)

Comme les différents paramètres étudiés de manière isolée ne permettait pas de déduire l'angle de Cobb, certains auteurs ont cherché à coupler plusieurs paramètres pour créer des indices comparables à l'angle de Cobb. Cependant, ces indices restent assez peu corrélés à

l'angle de Cobb, que ce soit pour un examen donné ($r < 0.71$) ou pour une aggravation entre deux examens ($r < 0.55$).

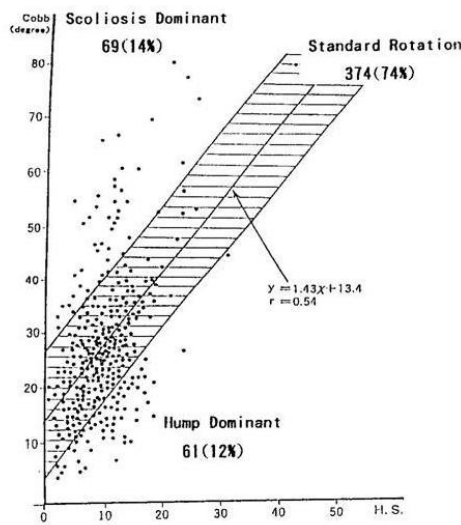


Figure 38. Correlation "Hump Sum index" (HS) / angle de Cobb (Suzuki, 1992)

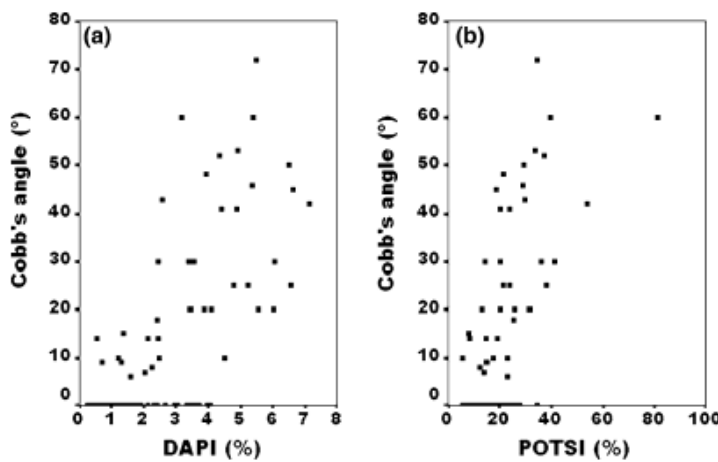


Fig. 8 Cobb's angle values versus DAPI and POTSI values. Good correlation is shown between variables (a $r = 0.668$, b $r = 0.706$)

Figure 39. Corrélation paramètres POTSI et DAPI / angle de Cobb (Minguez et al., 2007)

Une corrélation assez importante ($r=0.91$) a tout de même été trouvée entre l'angle de Cobb et un indice issu de plusieurs paramètres d'asymétrie du tronc, tels que la gibbosité, la déviation latérale, l'asymétrie de surface droite – gauche et la rotation du torse, avec un ajustement si le patient porte un corset (Figure 40).

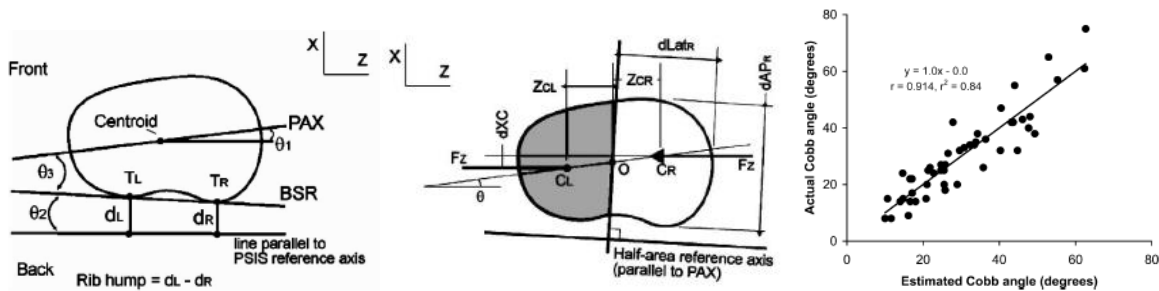


Figure 40. Estimation de l'angle de Cobb et corrélation avec l'angle de Cobb réel (Jaremko et al., 2002)

Cette corrélation a même été augmentée à $r=0.93$ en utilisant un algorithme génétique ou réseau de neurones (Figure 41).

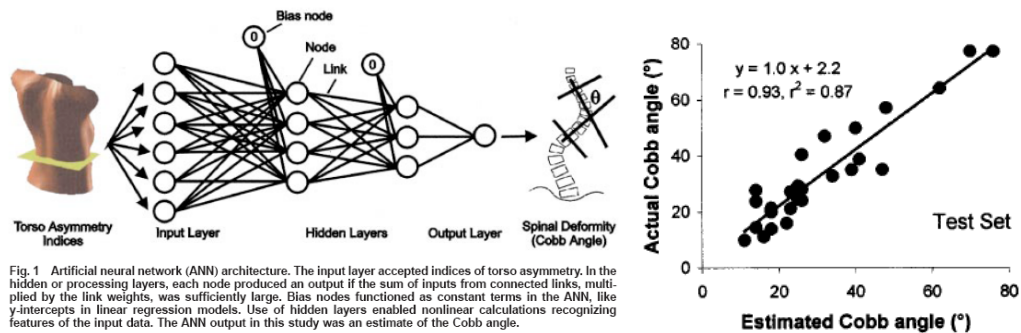


Figure 41. Réseau de neurones basé sur les indices de torse (Jaremko et al., 2002)

D'autre part, la déviation latérale et la rotation axiale des vertèbres ont montré des liens plus ou moins directs entre l'interne et l'externe. L'erreur RMS entre la déviation latérale déduite de la ligne spinale au niveau de la surface du dos et la déviation latérale du rachis a été évaluée de l'ordre de 5 mm (Hackenberg and Hierholzer, 2002; Hackenberg et al., 2003) et l'erreur RMS entre la rotation de la surface du dos et la rotation axiale des vertèbres a été évaluée de l'ordre de 5° , avec un coefficient de corrélation de 0.77 (Stokes, 1989).

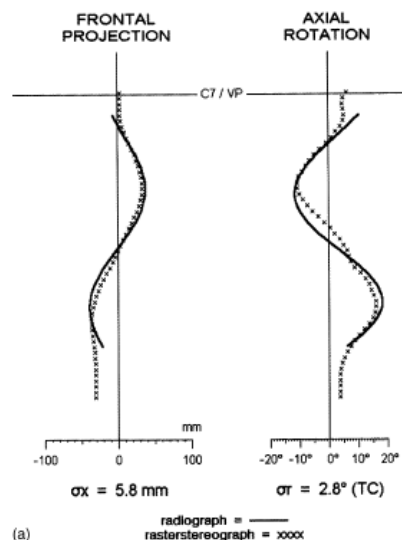


Figure 42. Estimation de la déviation latérale et de la rotation axiale des vertèbres (Hackenberg et al., 2003)

2.3.3 Faisabilité

- **Corrélation entre des paramètres de la surface du dos et l'angle de Cobb :** certaines corrélations sont simples à mettre en œuvre mais sont peu concluantes, d'autres sont beaucoup plus complexes, exigeant la mise en place d'un algorithme génétique nécessitant une base statistique importante en entrée. De plus, quelle que soit la corrélation, la détermination de l'angle de Cobb de manière isolée fournit peu d'informations sur le rachis, et n'est donc pas très utile dans le cadre de cette étude.
- **Relation entre la déviation latérale et la rotation axiale calculées à partir de la surface du dos et celles du rachis :** Ce type de relations est intéressant car les paramètres utilisés peuvent être obtenus grâce à la surface du dos 3D. Cependant, ces paramètres ne sont pas suffisants pour caractériser une pathologie rachidienne et ne seront pas utilisés tels quels dans le cadre de cette étude. Ils pourront toutefois servir de données complémentaires (contraintes) dans un modèle mécanique.

3 Prédiction de la configuration du rachis à partir de données externes

3.1 Méthodes de reconstruction 3D du rachis à partir de données uniquement externes

3.1.1 Tableau de synthèse de la littérature

Dans la littérature, plusieurs auteurs ont exploité les relations internes-externes pour reconstruire géométriquement le rachis en 3D (c'est-à-dire la position et l'orientation des vertèbres) à partir de données uniquement externes.

Pour cela, trois types de méthodes ont été développés :

- **Méthode statistique** : à partir d'études menées sur un grand nombre de sujets, des relations entre des paramètres issus de la surface du dos et la position et/ou l'orientation des vertèbres sont déduites ;
- **Méthode géométrique** : la position des vertèbres est directement calculée à partir de données externes (ligne des épineuses), et leur orientation axiale à partir de la rotation de la surface du dos (ou du tronc) ;
- **Méthode cinématique** : le suivi de marqueurs cutanés sert à déterminer la position et l'orientation des vertèbres (par exemple avec le calcul des centres instantanés de rotation).

Article	Titre	Commentaires	Méthode	Résultats	Patients	Avantages / Inconvénients
(Turner-Smith et al., 1988)	A method for analysis of back shape in scoliosis	Exploitation de la surface du dos à partir d'un scanner ISIS. Calcul de paramètres permettant de déduire la position / orientation des vertèbres à l'aide d'une formule géométrique et de l'angle de Cobb	Géométrique	Angle de Cobb : $r = 0.77 - 0.94$ selon les groupes de patients	Patients avec scolioses idiopathiques ou congénitales	
(Drerup, 1994)	Back shape measurement using video rasterstereography and three-dimensional reconstruction of spinal shape	Reconstruction relief du dos à partir de rasterstereographie, prédiction rachis à l'aide d'un modèle géométrique (vertèbre à une distance donnée de la ligne des épineuses, orientation vertèbre/surface du dos équivalente)	Géométrique	Erreur sur la ligne spinale en projection frontale : (rmssd) 4.6mm erreur sur la rotation axiale (rmssd) : 3.1°	478	Modèle simple à mettre en œuvre / validation uniquement sur 2 paramètres en vue de face
(Drerup and Hierholzer, 1996)	Assessment of scoliotic deformity from backshape asymmetry using an improved mathematical model	2 reconstructions de la ligne spinale passant par le centre des corps vertébraux à partir de la ligne de projection des épineuses sur la surface du dos : 1 fonction sinus et 1 frequency-modulated sine (FMS). Comparaison de cette ligne (position et orientation) à la ligne des corps vertébraux et aux rotations axiales mesurés sur la radiographie	Géométrique	RMSSD : Déviation latérale (mm): Sin : 2.00 FMS : 0.95 Rotation vertébrale ($^\circ$): Sin : 2.36 FMS : 1.71	114 (478 acquisitions)	Méthode simple à mettre en œuvre / validation uniquement sur 2 paramètres en vue de face
(D'Amico, 1997)	Non-Ionising Opto-Electronic Measurement and X-Ray Imaging Two Complementary Techniques for Spinal Deformities Evaluation and Monitoring: Results of one Year Clinical Activity	Modèle géométrique et paramétrique de squelette, acquisitions opto-électroniques	Géométrique	Graphique : Angle de Cobb mesuré sur la radiographie \approx Angle de Cobb prédit +/- écart type de mesure	150	Pas de corrélation quantitative

(Zhang and Xiong, 2003)	Model-guided derivation of lumbar vertebral kinematics in vivo reveals the difference between external marker-defined and internal segmental rotations	Détermination du centre de rotation des vertèbres lombaires (L2-L5) comme les centres instantanés de rotation dans le plan sagittal, à partir de marqueurs opto-électroniques	Cinématique	Erreur de position sur les centres de rotation : RMSE=0.8 à 1.5 mm au niveau lombaire	178	Seulement dans le plan sagittal, au niveau lombaire
(Cerveri et al., 2004)	Evolutionary optimization for robust hierarchical computation of the rotation centres of kinematic chains from the lower spine case	Modèle cinématique du rachis lombaire (pelvis, sacrum, L5-T12), estimation des centres articulaires à partir de marqueurs optoélectroniques placés sur la surface du dos	Cinématique	Centres de rotation qualitativement cohérents	1 sujet sain, 20 mouvements	Uniquement rachis lombaire
(Huysmans et al., 2004)	Three-dimensional mathematical reconstruction of the spinal shape, based on active contours	Reconstruction de la ligne passant par les corps vertébraux à partir de la ligne spinale sur la surface du dos à l'aide d'une méthode itérative basée sur une minimisation de coûts	Géométrique	Déviations latérales: RMS=0.9mm Rotation axiale: RMS=0.4°	24	Méthode simple à mettre en œuvre / validation uniquement sur 2 paramètres en vue de face
(Bergeron, 2005)	Prediction of anterior scoliotic spinal curve from trunk surface using support vector regression	Prédiction de la ligne spinale à l'aide d'une méthode statistique (comportant une phase d'entraînement sur un échantillon), comparaison à une reconstruction 3D 6 points à partir de 2 radios	Statistique	Erreur moyenne sur la position des vertèbres (mm) : Groupe d'apprentissage : 4.50 Validation : 4.10 Test : 3.61	Acquisitions: Groupe d'apprentissage : 72 Validation : 45 Test : 30	Résultats corrects / Méthode lourde à mettre en place : étude statistique (entraînement) avant de pouvoir utiliser l'algorithme
(Huysmans et al., 2005)	An active shape model for the reconstruction of scoliotic deformities from back shape data	Reconstruction de la ligne des corps vertébraux à partir de la ligne spinale sur la surface du dos	Géométrique + statistique	Déviations latérales : Justesse : RMS=3.0mm Écart type=0.42	Groupe d'apprentissage : 264 patients Etude : 114 patients	Amélioré par rapport à la méthode Géométrique de Drerup / méthode alourdie par l'introduction de données statistiques (Groupe d'apprentissage)
(Morl and Blickhan, 2006)	Three-dimensional relation of skin markers to lumbar vertebrae of healthy subjects in different postures measured by open MRI	Relation directe entre des marqueurs cutanés et les positions/orientations de vertèbres lombaires (L3 et L4)	Géométrique / cinématique	Coefficients de corrélation R : Positions vertèbres x : r=0.99 y : r=0.99 z : r=0.92	9 sujets sains	Seulement L3 et L4, sur des sujets sains
(D'Amico, 2007)	A 3-D biomechanical skeleton model and processing procedure for posture and movement analysis	Modèle géométrique de squelette paramétrique, acquisitions opto-électroniques	Géométrique	Méthode très peu détaillée et validée		Exploitation des résultats rapide et visuelle / validation ?

Tableau 4. Prédiction du rachis à partir de données uniquement externes

3.1.2 Points à retenir

Concernant la méthode statistique, le principe est d'étudier un grand nombre de patients afin de pouvoir trouver des corrélations ou développer des algorithmes de type réseau de neurones permettant de déduire la position du rachis à partir de données externes et certains algorithmes aboutissent à des reconstructions assez réalistes (Bergeron, 2005). Cependant, le principal inconvénient de cette méthode réside dans le fait qu'elle est lourde à mettre en œuvre : recrutement de nombreux patients dont le nombre est lié au nombre de paramètres à étudier, étude de corrélations significatives, mise en place des algorithmes (apprentissage, validation) ...

Quant à la méthode géométrique, son principe est de développer des relations géométriques simples et directes entre la position du rachis et des données externes.

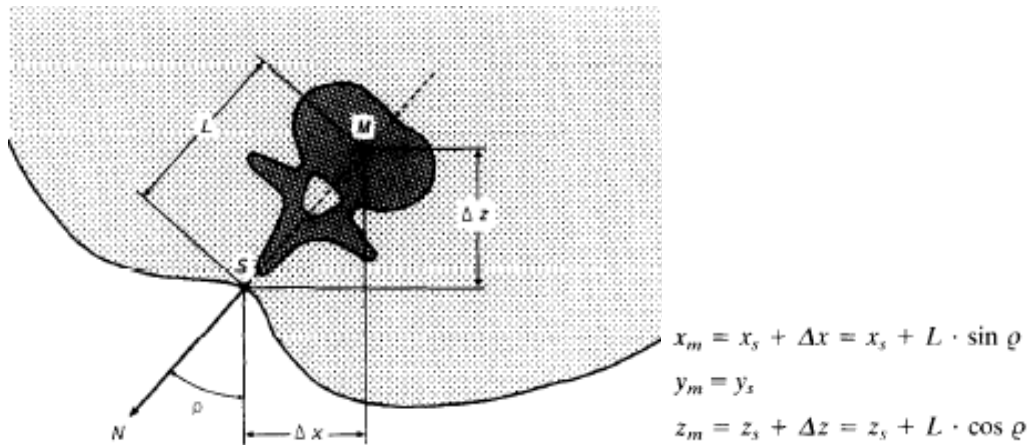


Figure 43. Estimation de la position des centres vertébraux à partir de la ligne des épineuses et de la rotation de la surface du dos (Drerup, 1994)

L'avantage de cette méthode est sa simplicité. Cependant, elle reste peu validée (considérant seulement la position des vertèbres en vue frontale et les rotations axiales ou l'angle de Cobb) et avant tout qualitative.

En ce qui concerne la méthode cinématique, le principe est de déterminer la position et l'orientation des vertèbres à partir de marqueurs cutanés placés sur la surface du dos. La complexité du rachis (nombreux corps vertébraux, faibles dimensions des vertèbres, peu de points anatomiques repérables sur la surface du dos) implique un grand nombre de degrés de liberté : $18 \times 3 = 54$ ddl pour un rachis thoraco-lombaire 3D (de C7 à L5) dont les liaisons vertébrales sont considérées comme des rotules. Ainsi, cette méthode a plutôt été utilisée en région lombaire, et dans le plan sagittal (Zhang and Xiong, 2003; Cerveri et al., 2004; Morl and Blickhan, 2006), car on se ramène dans ce cas à 5 degrés de liberté.

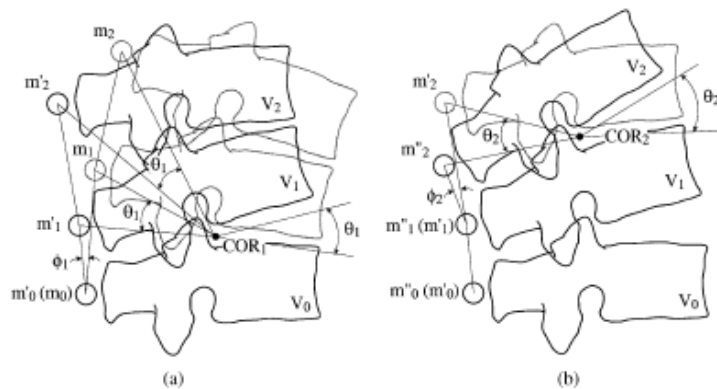


Fig. 1. A kinematic model for studying the relation between the externally estimated inter-segmental motion and internal vertebral rotation. The model incorporates three segments (V_0 , V_1 , and V_2) and three surface markers (m_0 , m_1 , and m_2) affixed to the segments at respective spinal processes. The three segment-marker pairs undergo two consecutive rotations: (a) a rotation of V_1 and V_2 together by θ_1 with respect to V_0 ; (b) a rotation of V_2 by θ_2 with respect to V_1 . The two rotations change the marker set from $[m_0, m_1, m_2]$ to $[m'_0, m'_1, m'_2]$ and then to $[m''_0, m''_1, m''_2]$. Gray and dark illustrate before and after rotation, respectively.

Figure 44. Estimation du centre de rotation des vertèbres, méthode cinématique (Zhang and Xiong, 2003)

3.1.3 Faisabilité

- **Méthode statistique** : le fait que cette méthode soit lourde et longue à mettre en œuvre est difficilement compatible avec les objectifs de cette thèse.
- **Méthode géométrique** : son utilisation serait aisée, cependant les modèles géométriques restent peu validés en 3D. Cette méthode ne sera donc pas utilisée pour caractériser le rachis en 3D ; néanmoins, certaines données pourront éventuellement servir dans un modèle mécanique (relations permettant de « guider » le modèle).
- **Méthode cinématique** : la mise en place d'une méthode cinématique est réalisable en région lombaire pour caractériser des mouvements dans le plan sagittal, car le nombre de degrés de liberté reste limité. Cependant, le but du projet est de caractériser le rachis complet en 3D. Cette méthode n'est donc pas utilisable dans le cadre de cette thèse.

3.2 Modèles biomécaniques 3D du rachis et simulation de son évolution

3.2.1 Tableau de synthèse de la littérature

Comme la mise en place de méthodes statistiques ou géométriques uniquement à partir de la surface du dos est à la fois peu précise et peu validée (voir Tableau 4), d'autres approches ont été explorées pour l'étude des déformations du rachis entre deux examens (le plus souvent avant et après un traitement orthopédique ou chirurgical). Il s'agit de construire un modèle mécanique (cinématique, éléments finis...) en connaissant la géométrie du rachis dans une position initiale. Ensuite, des contraintes et/ou des conditions aux limites sont imposées (déplacement de points anatomiques repérés sur la surface du dos, efforts appliqués...) et la résolution des équations du modèle mécanique permet de déduire la nouvelle configuration du rachis.

Plusieurs types de modèles ont été mis en place :

- **Modèle cinématique** : dans une posture initiale, la géométrie du rachis et les centres de rotation entre les vertèbres sont construits. Ce modèle permet de déduire, par cinématique inverse, la position de l'ensemble du rachis dans une posture finale où l'on ne connaît que quelques positions, de l'extrémité d'une ou plusieurs épineuses, par exemple ;
- **Modèle en éléments finis** : les vertèbres sont modélisées par des corps rigides ou des corps déformables de raideur importante, les disques intervertébraux et éventuellement les ligaments sont modélisés par des éléments déformables. Ce type de modèle permet de déduire, par des calculs de statique des structures, la position de l'ensemble du rachis si l'on impose des déplacements et/ou des efforts en certains points ;
- **Modèle dynamique** : le modèle correspond au modèle cinématique, mais les masses et inerties segmentaires ainsi que les raideurs articulaires sont ajoutées. Ce modèle permet de déduire, par des calculs de dynamique des solides, la position de l'ensemble du rachis si l'on impose des déplacements et/ou des efforts en certains points.

Article	Titre	Commentaires	Modèle	Résultats	Patients	Avantages / Inconvénients
(Belytschko et al., 1973)	Analog studies of forces in the human spine : computational techniques	Modèle multi-corps : vertèbres = corps rigides, disques et ligaments = éléments déformables (résolution des équations de la dynamique des solides)	Modèle dynamique / en EF			Représentation raisonnable / indication qualitative essentiellement
(Ghista et al., 1988)	Biomechanical basis of optimal scoliosis surgical correction	Modèle en EF du rachis en 2D (éléments poutre connectés aux centres vertébraux). Modèle servant à dire quelle force il faut appliquer lors d'une correction chirurgicale par instrumentation pour obtenir la déformation optimale	Modèle en EF	Rachis prédit avec modèle EF / mesuré sur la radiographie : erreur=0.75-9.7%	10 patients opérés	seulement 2D (plan frontal)
(Monheit, 1991)	A kinematic model of the human spine and torso	Modèle cinématique du rachis avec lois de coordination (limites articulaires, participation des vertèbres...)	Modèle cinématique			Validation ?
(Stokes and Gardner-Morse, 1993)	Three-dimensional simulation of Harrington Distraction Instrumentation for surgical Correction of scoliosis	Modèle éléments finis du rachis pour simulation d'interventions chirurgicales	Modèle en EF	Erreur moyenne sur l'angle de Cobb : 4.7°	6 patients scoliotiques	Assez imprécis / très imprécis dans le plan sagittal
(Labesse-Jied, 2000)	Robotic modelling of the spine based on three-dimensional radiography during a standing to sitting movement	Modèle cinématique du rachis (Denavit-Hartenberg), 6 ddl par segment	modèle cinématique		1 sujet sain 1 lombalgique	seulement quelques segments pour tout le rachis
(Aubin et al., 2003)	Biomechanical modeling of posterior instrumentation of the scoliotic spine	Modèle multi-corps, disques intervertébraux = éléments poutre sans masse (résolution des équations de la dynamique des solides) Simulation d'une correction chirurgicale (Colorado), comparaison avec reconstruction 3D post-opératoire	Modèle dynamique / en EF	Comparaison avec la reconstruction 3D post-opératoire par radiographie bi-planaire : Ecart : Angle de Cobb : -7 à +5° Rotation axiale : -7 à +7°	3 sujets scoliotiques Traitement chirurgical (instrumentation Cotrel-Dubousset)	Validation limitée (3 sujets)
(Lafage et al., 2004)	3D finite element simulation of Cotrel-Dubousset correction	Modèle en EF : vertèbres=poutres rigides, ligaments=cables sans compression, disques intervertébraux=poutres, contacts au niveau des facettes articulaires Simulation d'une correction chirurgicale (Cotrel-Dubousset), comparaison avec reconstruction 3D post-opératoire	Modèle en EF	Comparaison avec la reconstruction 3D post-opératoire par radiographie bi-planaire : Ecart d'environ 4° en rotation, environ 4.5 mm pour les positions latérales et 5.7 mm pour les positions sagittales	10 patients scoliotiques Traitement chirurgical (Cotrel-Dubousset)	Assez bonne estimation / besoin de 4 radios pré-op pour mettre le modèle en place
(Perie et al., 2004)	Biomechanical modelling of orthotic treatment of the scoliotic spine including a detailed representation of the brace-torso interface	Modèle EF du tronc (rachis + torse + côtes + pelvis...) pour simuler des traitements par corset (position du rachis et forces de réaction)	Modèle en EF	comparaison qualitative des courbes spinales simulées et mesurées sur radiographie	1 scoliotique Traitement orthopédique par corset	représentation raisonnable / modèle lourd à mettre en place
(Petit et al., 2004)	Patient-specific mechanical properties of a flexible multi-body model of the scoliotic spine	Modèle multi-corps du rachis. Présentation de propriétés mécaniques du rachis (raideur des articulations inter-vertébrales). Détermination de l'angle de Fergusson lors de tests d'inclinaison latérale avec et sans personnalisation du modèle	Modèle dynamique	Détermination de l'angle de Fergusson lors de tests d'inclinaison latérale avec et sans personnalisation du modèle		

(Sun et al., 2004)	Modelling and simulation of the intervertebral movements of the lumbar spine using an inverse kinematic algorithm	Cinématique inverse pour déterminer les rotations intervertébrales et les translations intervertébrales à partir du processus épineux et de la courbure de lordose globale. Uniquement en lombaire dans le plan sagittal	Modèle cinématique	Rotations intervertébrales : $r=0.83-0.97$ translations intervertébrales $r=0.8-0.67$	22 sujets sains	Bonne corrélation/ seulement dans le plan sagittal, et en lombaire
(Dumas et al., 2005)	Finite element simulation of spinal deformities correction by in situ contouring technique	Modèle éléments finis du rachis, prédiction de la correction lors d'opérations chirurgicales	Modèle en EF	Comparaison avec la reconstruction 3D post-opératoire par radiographie bi-planaire Ecart moyen : Position des vertèbres : <5mm Orientation des vertèbres : <5°	1 hypercyphose 1 scoliose Traitement chirurgical (in situ contouring technique)	
(Desroches et al., 2007)	Simulation of an anterior spine instrumentation in adolescent idiopathic scoliosis using a flexible multi-body model	Modèle multi-corps de rachis pour simulations chirurgicales	modèle dynamique (multi-corps)	Ecart moyen : Position des vertèbres : 5mm Angle de Cobb : 5°	10 scolioses	
(Monnier, 2008)	Coordination of spine degrees of freedom during a motion reconstruction process	Modèle cinématique de rachis, cinématique inverse, lois de coordination des degrés de liberté	Modèle cinématique		6 sujets	Peu validé
(Lafon et al., 2009)	Intraoperative Three-Dimensional Correction During Rod Rotation Technique	Modèle éléments finis du rachis, prédiction de la correction lors d'opérations chirurgicales (chirurgie de Cotrel-Dubousset)	Modèle en EF	Comparaison avec la reconstruction 3D post-opératoire par radiographie bi-planaire Ecart moyen : Position des vertèbres : <3.4mm Orientation des vertèbres : <3°	20 patients scoliotiques Traitement chirurgical (Cotrel-Dubousset)	
(Marin et al., 2010)	In vivo intersegmental motion of the cervical spine using an inverse kinematics procedure	Modèle cinématique du rachis cervical, résolution par cinématique inverse	Modèle cinématique		2	Uniquement rachis cervical

Tableau 5. Modèles biomécaniques du rachis

3.2.2 Points à retenir

Concernant les modèles cinématiques, le principe est de calculer par optimisation (cinématique inverse) la position et l'orientation des vertèbres dans une posture finale (à laquelle on connaît seulement la position de certains points externes), en partant d'une posture initiale. Le modèle correspond alors aux relations cinématiques qui existent entre les différentes vertèbres (type de liaison, position des centres de rotation, amplitudes tolérées...).

L'avantage de cette méthode est d'obtenir toutes les informations de position et d'orientation des vertèbres. L'inconvénient est la complexité de modélisation du rachis d'un point de vue cinématique (et notamment la difficulté pour définir les centres de rotation et la position des vertèbres par rapport à la surface externe) ; le nombre de segments à considérer est également important...). De plus, l'optimisation est sous-contrainte si l'on ne dispose pas de suffisamment de points dont le déplacement est connu en position finale. Il faut alors faire appel à des « lois de coordination » complexes (Monheit, 1991; Monnier, 2008). Ainsi cette approche a été développée et validée uniquement dans les régions lombaire et cervicale, et/ou dans le plan sagittal (Labesse-Jied, 2000; Sun et al., 2004; Marin et al., 2010).

Pour les modèles en Éléments Finis, le principe est de résoudre les équations de la statique des structures déformables pour trouver une posture finale quand on applique en conditions aux limites des déplacements et/ou des efforts en certains points d'une position d'équilibre initiale. Le modèle correspond alors à des corps rigides ou des poutres, pour les vertèbres, et à des câbles ou des poutres, pour les ligaments et les disques intervertébraux, dont la raideur est connue. Ces modèles ont pour l'instant été développés essentiellement dans le but de simuler des actes chirurgicaux (Stokes and Gardner-Morse, 1993; Lafage et al., 2004; Dumas et al., 2005; Lafon et al., 2009) et la surface du dos n'est pas prise en compte, sauf exceptionnellement pour la simulation de corset (Perie et al., 2004).

Ces modèles étaient tout d'abord des modèles très simplifiés (succession de poutres en 2D (Ghista et al., 1988)).

Ils ont ensuite été complexifiés afin d'être plus réalistes : prise en compte des disques, ligaments, facettes articulaires (Lafage et al., 2004)).

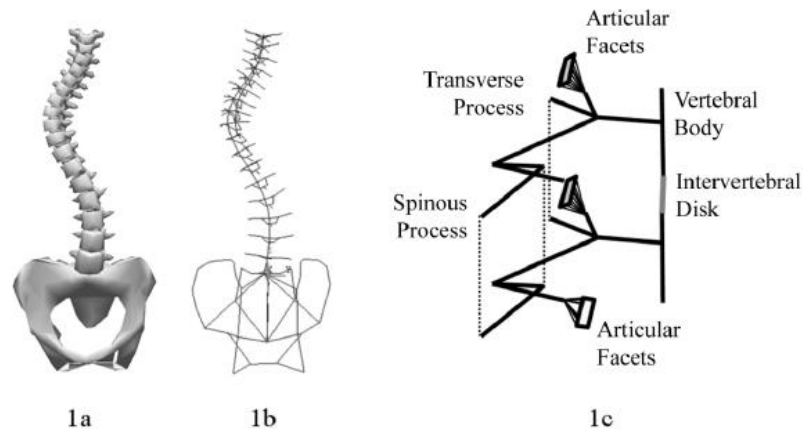


Figure 1. (a) Pre-operative 3D reconstruction; (b) personalized FEM; (c) FEM of a functional unit.

Figure 45. *Modèle en éléments finis : corps rigides, poutres, câbles (Lafage et al., 2004)*

Concernant les modèles dynamiques, le principe est de résoudre les équations de la dynamique des solides pour trouver une posture finale quand on applique des déplacements (vitesses, accélérations ...) et/ou des efforts en certains points d'une position d'équilibre initiale. Le modèle prend alors en compte la masse et l'inertie des vertèbres, ainsi que la position, le type et les raideurs des liaisons pour les articulations intervertébrales.

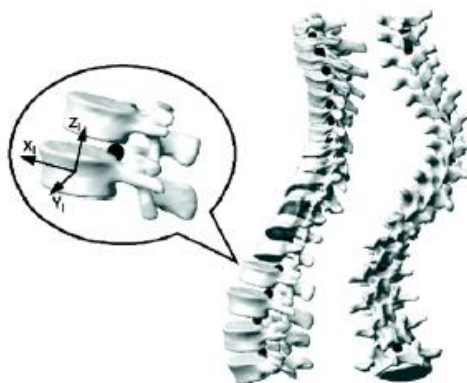


Fig. 1 Geometric representation of multi-body model of spine and of location of intervertebral joints. Local co-ordinate system of functional unit is located at centre of vertebral body of inferior vertebra; X_1 , Y_1 and Z_1 local axes define anterior, left and cephalad directions, respectively

Figure 46. *Modèle dynamique de corps articulés (Petit et al., 2004)*

L'avantage de cette approche par rapport à une approche uniquement cinématique est qu'un nombre moins important de déplacements / efforts connus est nécessaire pour résoudre le système, ce qui permet, par exemple, d'envisager un modèle thoraco-lombaire 3D même si la position des points externes correspondant à toutes les épineuses n'est pas connue. De

plus, des contraintes (relations entre la surface du dos et le rachis) peuvent aisément être ajoutées pour rendre le modèle plus réaliste.

L'inconvénient de cette méthode est la difficulté pour définir la position des centres de rotation articulaires ainsi que les raideurs associées à chaque liaison intervertébrale.

3.2.3 Faisabilité

- **Modèles cinématiques** : la complexité du rachis et en particulier le nombre d'inconnues à déterminer rendent les informations issues de la surface du dos insuffisantes pour déterminer l'évolution du rachis thoraco-lombaire en 3D.
- **Méthodes en éléments finis** : les modèles simples (succession de poutres) sont réalisables mais peu cohérents avec la réalité. Quant aux modèles plus réalistes, ils sont beaucoup plus lourds à mettre en œuvre, et nécessitent des moyens de calcul importants (logiciel dédié, temps de résolution élevé).
- **Modèles dynamiques** : Les modèles dynamiques sont réalisables lorsqu'on a accès à un modèle géométrique du rachis en position initiale (donnée d'entrée accessible dans le cadre de la thèse) et aux positions des centres et raideurs articulaires (étudiés dans la littérature).

3.3 Conclusion sur les modèles de prédiction de la configuration du rachis

Pour la reconstruction du rachis à partir de données externes, l'utilisation seule des paramètres cliniques de surface du dos (Qangle, POTSI, Hump Sum ...) ne semble pas pertinente puisque ceux-ci n'apparaissent qu'assez peu corrélés à l'interne (angle de Cobb, rotation axiale, voir § 2.3 : (Suzuki, 1992; Goldberg et al., 2001; Minguez et al., 2007).

Toutefois, leur intérêt est justement de caractériser la déformation externe qui, dans l'autre sens, ne peut pas être déduite simplement de la déformation interne. On voit bien ici l'intérêt d'un examen couplant radiographie bi-planaire et mesure de la surface du dos.

Les données qui semblent les plus utiles pour reconstruire l'interne sont la ligne des épineuses et la rotation de la surface du dos (voire la rotation du tronc). Utilisées dans des méthodes géométriques et/ou statistiques, elles permettent d'obtenir la ligne spinale interne mais le positionnement des vertèbres sur cette ligne est réalisé de manière statistique et n'est donc pas personnalisé.

Aussi, si l'on intéresse à la position 3D des vertèbres de manière précise, il faut passer par un modèle cinématique, Eléments Finis ou dynamique. Ces modèles ne permettent pas la reconstruction 3D du rachis directement à partir de la surface du dos car ils nécessitent de connaître une position initiale de l'interne.

Dans la mesure où l'on ne s'intéresse qu'à la position finale des vertèbres (et non aux contraintes ou aux efforts dans les articulations), une modélisation cinématique est suffisante. Mais le passage à une modélisation dynamique ou en Eléments Finis permet d'être capable de trouver une solution sans forcément avoir besoin de connaître la position finale de nombreux points.

Dans ce cas, la modélisation dynamique peut être totalement programmée « à la main », ne nécessitant pas l'utilisation de solveur ou de logiciel spécifique comme ceci est le cas pour les Eléments Finis. De plus, la flexibilité des modèles dynamiques (ajout de contraintes liant l'externe et l'interne) en fait une piste intéressante pour l'étude de mobilités ou le suivi non-invasif (c'est-à-dire par mesure externe seulement) des patients à partir d'une première acquisition 3D interne et externe.

CHAPITRE 2

ETUDE CLINIQUE : PARAMETRES ET CORRELATIONS INTERNES / EXTERNES DU RACHIS

1 Prise en main et développement d'outils de mesure

Au cours de ces trois années de thèse au sein d'AXS INGENIERIE, j'ai été amenée à travailler sur le développement des deux logiciels de cette société : Biomod 3S, réalisant la reconstruction 3D du rachis et de la surface du dos à partir de radiographies biplanaires et d'acquisitions optiques simultanées aux radios, ainsi que Biomod L, permettant l'exploitation détaillée de la surface du dos à partir d'acquisitions optiques.

1.1 Biomod 3S : validation

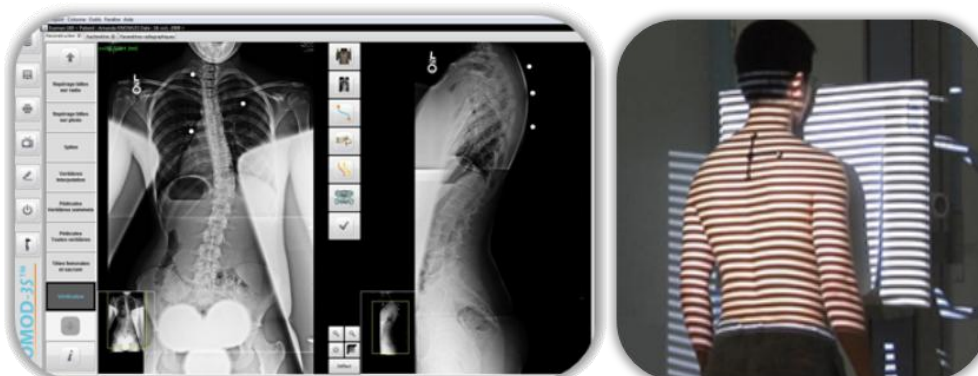
A mon arrivée chez AXS INGENIERIE en avril 2007, le développement de Biomod 3S était presque finalisé. Mon rôle a été de mettre en place et traiter des tests de validation en vue du marquage CE du produit.

1.1.1 Principe d'acquisition et de reconstruction de Biomod 3S

Le protocole d'utilisation de Biomod 3S est le suivant :

Acquisition

- Un objet de calibration rigide est placé sur le dos du patient : il contient trois billes visibles sur des radios ainsi que sur des acquisitions optiques externes.
- Le patient subit deux radiographies successives du rachis complet, de face et de profil.
- Simultanément aux radios, deux acquisitions optiques du dos sont réalisées à l'aide du dispositif médical Biomod L/A (dispositif d'acquisition).



SIMULTANEMENT

Radiographie bi-planaire :
Face et Profil

Acquisitions 3D de la
surface du dos:
Franges de Moiré

Figure 47. Principe de l'acquisition Biomod 3S

Reconstruction 3D du rachis

Une fois les acquisitions réalisées, les acquisitions optiques sont automatiquement exportées du dispositif d'acquisition sur le poste de reconstruction contenant le logiciel d'exploitation Biomod 3S/E. Les étapes de reconstruction à réaliser pour avoir accès à la reconstruction 3D du rachis sont alors les suivantes (Dumas et al., 2008) :

- Import des radiographies de face et de profil
- Détection automatique des billes de l'objet de calibration sur les radios et les surfaces du dos (Figure 48-1), permettant la calibration des radios entre elles (Elbaroudi and Blanchard, 2006). L'opérateur a la possibilité d'ajuster la position du repérage des billes si besoin.
- Détermination d'une spline par l'opérateur, passant par le centre des corps vertébraux, de C7 à L5, sur les deux radios (Figure 48-2)
- Repérage de C7 et L5 par l'opérateur à l'aide de vertèbres standards projetées (Figure 48-3). L'opérateur a la possibilité d'ajuster la taille, la position et l'orientation de ces vertèbres par rapport aux radiographies
- Interpolation automatique des vertèbres comprises entre C7 et L5 (projection des corps vertébraux sur les radios) (Figure 48-4)
- Ajustement des vertèbres (taille, position, orientation) par l'opérateur si besoin (Figure 48-5) pour que les projections coïncident avec les radiographies
- Ajustement des lignes passant par les pédicules sur la vue de face pour le calcul de la rotation axiale des vertèbres (Figure 48-6)
- Repérage des têtes fémorales (radios de face et de profil) et du plateau sacré (radio de profil) par l'opérateur (Figure 48-7)

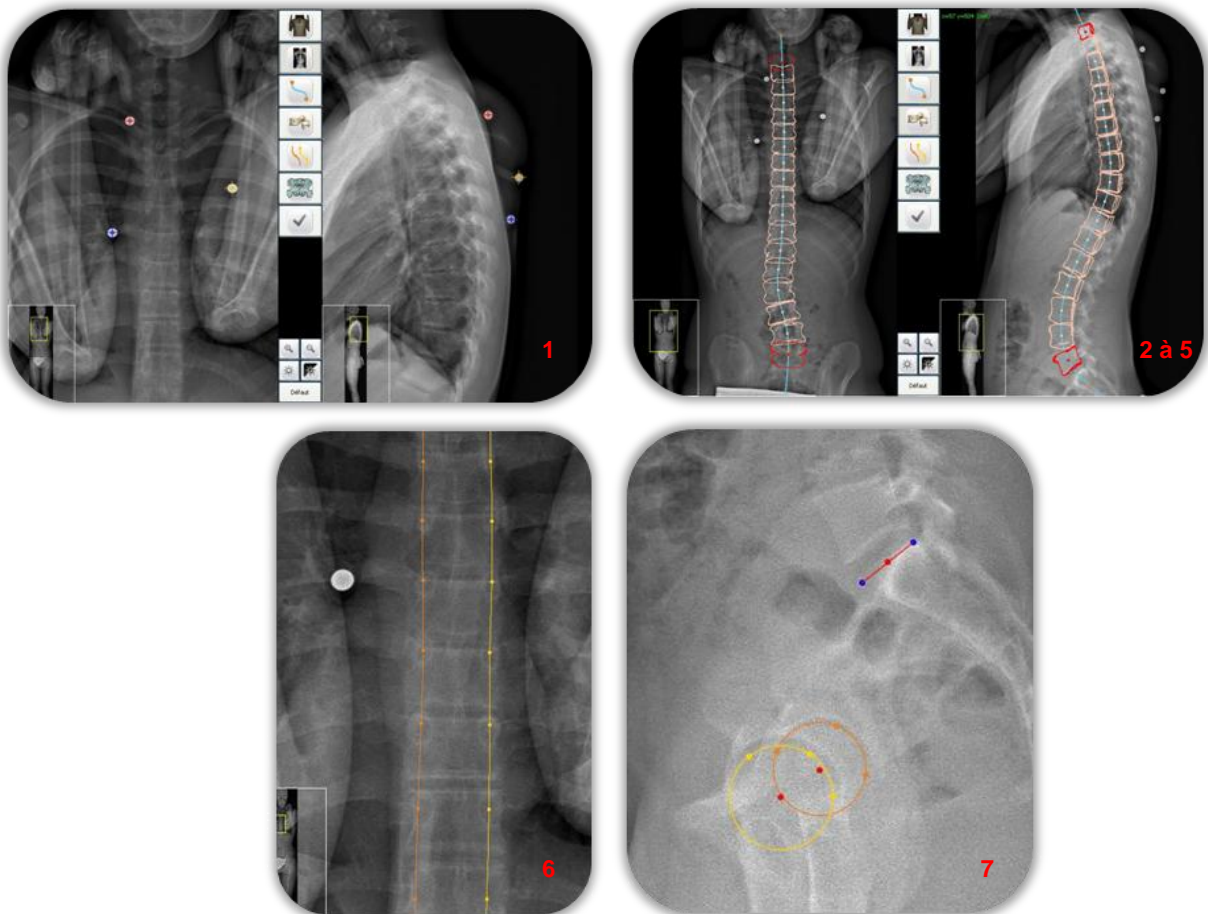


Figure 48. Etapes de la reconstruction Biomod 3S

Exploitation des données

Une fois les étapes de reconstruction réalisées, le logiciel réalise la reconstruction 3D du rachis (Figure 49-a) et le fusionne avec la surface du dos (Figure 49-b). A partir de cette reconstruction 3D, des paramètres tels que les rotations vertébrales et intervertébrales (Figure 49-a), les plans de courbure maximale ou les paramètres radiologiques standards sont automatiquement calculés (Figure 49-c). L'opérateur peut tout de même ajuster les paramètres radiographiques 2D sur une fenêtre d'exploitation.

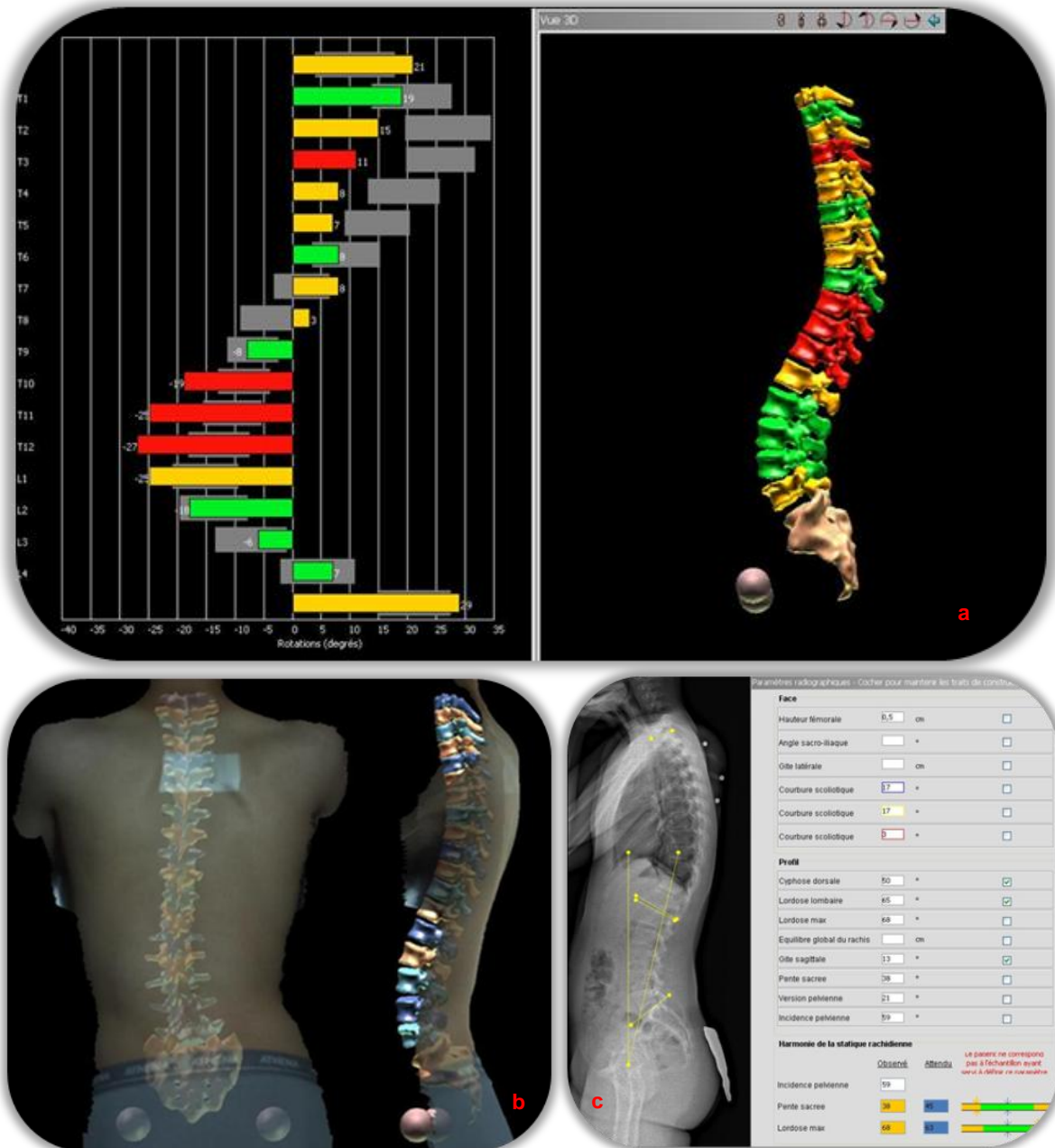


Figure 49. Exploitation des données Biomod 3S

1.1.2 Le marquage CE

Le marquage CE, symbolisé par un logo, est un marquage obligatoire pour la commercialisation des dispositifs médicaux dans l'Union Européenne. Il signifie que le produit est conforme aux exigences essentielles en matière de santé et de sécurité telles qu'elles sont stipulées dans les directives de l'Union Européenne.

Les dispositifs médicaux sont répartis en quatre classes (I, IIa, IIb et III) en fonction du niveau de risque potentiel qu'il présente. Pour les dispositifs de classe I, présentant un risque potentiel faible, le fabricant certifie lui-même les produits ; pour les dispositifs des classes II et III, il doit faire appel à un organisme notifié pour vérifier la conformité.

Afin de vérifier que les exigences décrites dans les directives européennes sont respectées, plusieurs points sont évalués sur les différentes étapes des processus de développement et de fabrication du produit. Pour cela, un dossier technique contenant les différents points d'évaluation est constitué. Il comprend, entre autres, la description du produit, la liste des normes applicables, un dossier de gestion des risques, les validations clinique et technique, les processus de développement et de fabrication, le manuel d'instructions...

La partie détaillée dans le paragraphe suivant correspond à la validation technique du produit, dont le but est d'assurer que dans les conditions normales d'utilisation, les performances du dispositif sont conformes à celles annoncées.

1.1.3 Validation technique de Biomod 3S

Deux types de validations ont été effectués : la quantification de la justesse et de la précision.

La précision correspond à la variabilité des résultats lorsqu'on modifie des données d'entrée, autres que le patient (par exemple le système radio ou l'opérateur). La quantification de ce paramètre a pour but de montrer que Biomod 3S est un outil de mesure fiable, dans le sens où les données de sortie sont répétables (variabilité intra-opérateur) et reproductibles (variabilité inter-opérateurs).

La justesse, ou précision intrinsèque, sert à évaluer si les données cliniques obtenues correspondent à la réalité. Pour cela, les résultats obtenus avec la méthode à évaluer sont comparés à ceux obtenus avec une méthode de référence.

Les acquisitions utilisées pour toutes ces validations ont été réalisées au service de radiologie du CHU Pellegrin à Bordeaux, dans les services des Pr. Vital et Le Huec.

1.1.3.1 Validation de la justesse des mesures

Le protocole d'évaluation de la justesse était le suivant :

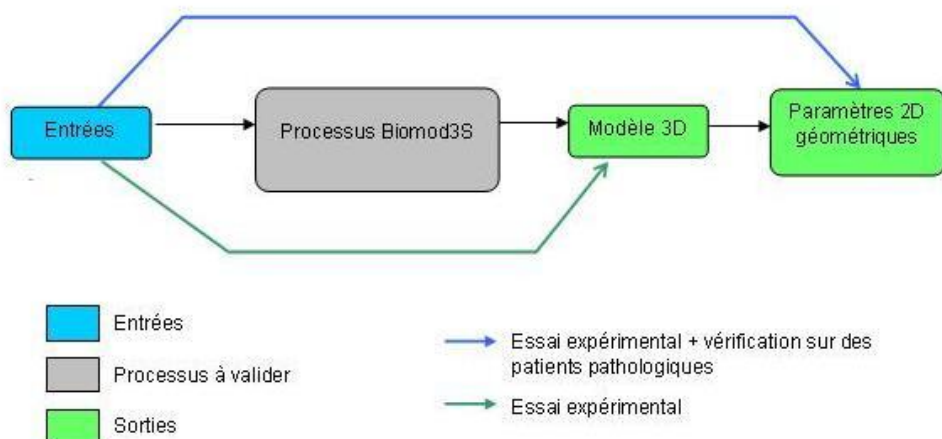


Figure 50. Processus de validation de la justesse

Justesse des paramètres 3D

La justesse des paramètres 3D issus de la reconstruction Biomod 3S a été évaluée en comparant les paramètres 3D obtenus par la reconstruction Biomod 3S à ceux obtenus par une mesure scanner, considérée comme la référence, pour un sujet conservant la même posture entre les différentes acquisitions.

Comme cette validation nécessitait plusieurs acquisitions (radiologique et scanner) d'un même sujet et que celui-ci ne devait pas modifier sa posture entre les deux acquisitions, l'essai expérimental a été mis en place sur un mannequin composé d'un modèle de rachis radio-opaque inséré dans un tronc en mousse.

L'évaluation de la justesse des paramètres 3D a été réalisée selon la méthode suivante :

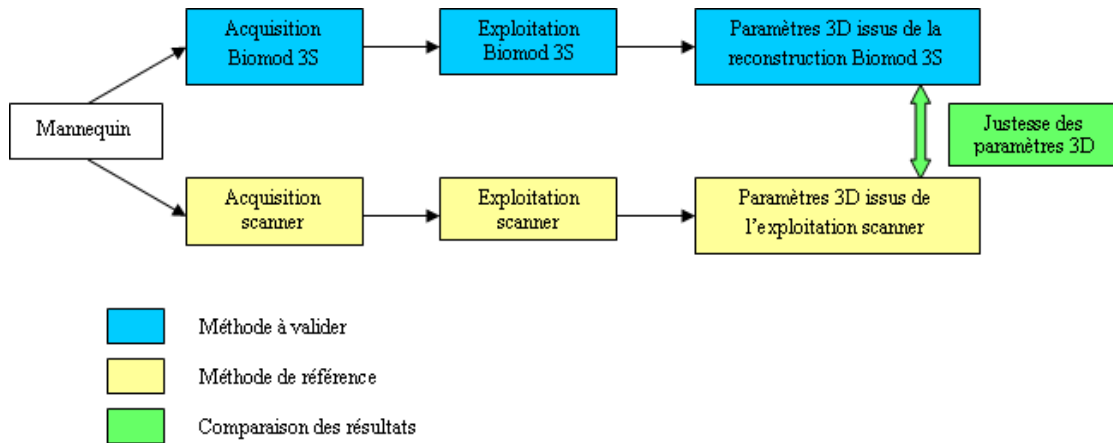


Figure 51. Méthode d'évaluation de la justesse des paramètres 3D

Une acquisition scanner en coupes axiales du mannequin a été réalisée. La description du protocole scanner (acquisition et reconstruction) se trouve en Annexe 2.

Le mannequin a ensuite été transporté, en prenant soin de ne pas modifier sa posture, vers le centre d'acquisitions radiographiques, puis a subi une acquisition selon le protocole Biomod 3S (face et profil).



Figure 52. Acquisition Biomod 3S

Les reconstructions 3D selon les protocoles Biomod 3S et scanner ont ensuite été effectuées par un même opérateur. Les repères des vertèbres issus des deux reconstructions ont été placés dans un même repère afin que les valeurs des paramètres 3D puissent être comparées. Ce repère est lié aux centres des corps vertébraux de C7, L5 et T9 (repère spinal, voir chapitre 1 - §1.1.2.3).

Cet essai expérimental a été réalisé dans 5 postures différentes. De plus, le couplage de la radio de face d'une posture avec la radio de profil d'une autre posture permettait de réaliser

les essais de justesse sur un sujet modifiant sa posture entre les deux acquisitions. La déformation qui a été ainsi simulée entre deux postures était dans le plan sagittal ou le plan frontal et la variation de l'angle formé entre le plateau supérieur de T1 et le plateau sacré restait inférieure à 10°.

Les paramètres 3D évalués sont les positions (dx, dy, dz) et les orientations (rx, ry, rz) des vertèbres ainsi que les hauteurs des corps vertébraux. Comme les vertèbres obtenues avec les deux méthodes comparées (scanner, Biomod 3S) se trouvaient dans le même repère, l'écart moyen entre les deux méthodes était obtenu avec la formule suivante :

$$\text{écart} = \frac{1}{5} \sum_{p=1}^5 \left(\frac{1}{18} \sum_{v=1}^{18} |\alpha_{\text{Biomod}} - \alpha_{\text{Scan}}| \right) \quad \text{Equation 1.}$$

Où α_{Biomod} est la valeur d'un paramètre obtenu par le processus Biomod 3S, α_{Scan} la valeur du même paramètre obtenu par le processus scanner, v le nombre de vertèbres du modèle 3D reconstruit et p correspond aux différentes postures.

Les résultats obtenus étaient les suivants :

Justesse	Annoncée	Observée sans déformation	Observée, déformation sagittale < 10°	Observée, déformation frontale < 10°
Position (mm)	1.5	<0.9	<1.4	<1.5
Rotations rx et ry (°)	2	<1.7	<2	<1.9
Rotation rz (°)	5	3	3.4	2.8
Hauteur des vertèbres (mm)	1	0.9	0.9	0.9

Tableau 6. Justesse des paramètres 3D de Biomod 3S

Pour le domaine d'applicabilité de $\pm 10^\circ$ de déformation sagittale ou frontale (pouvant être liée à une variation de posture), la justesse observée est inférieure à celle annoncée dans la spécification fonctionnelle.

Si un patient « se déforme » de plus de 10° dans le plan sagittal ou frontal, un message indique que le patient est sorti du domaine d'applicabilité et que la justesse et la précision des paramètres annoncées pour ce domaine d'applicabilité ne peuvent pas être garanties.

Justesse des paramètres 2D

Le but de cette validation est de prouver par essai expérimental, que les paramètres géométriques 2D calculés automatiquement par Biomod 3S sont cohérents avec les mesures accessibles de référence, c'est-à-dire avec les paramètres 2D mesurés directement sur les radios. La méthode d'évaluation était la suivante :

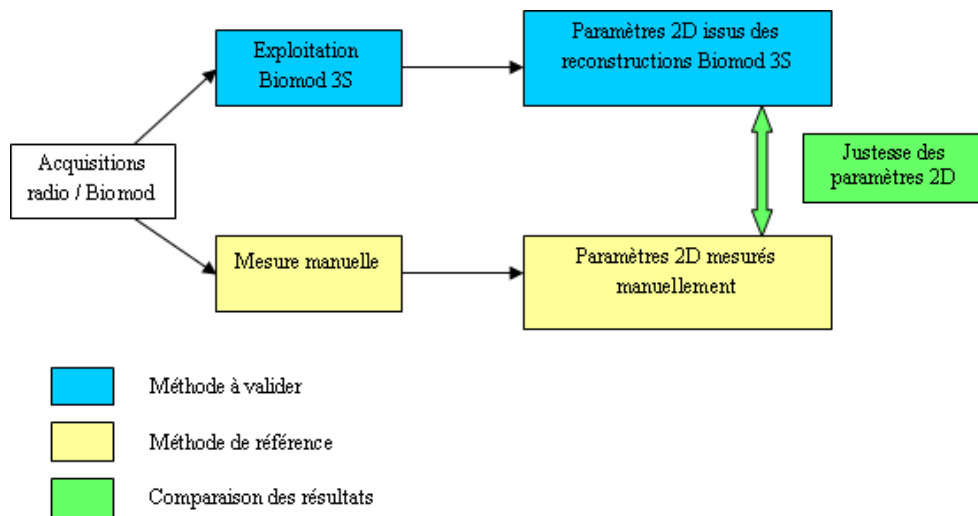


Figure 53. Méthode d'évaluation de la justesse des paramètres radiographiques 2D

L'évaluation a été effectuée sur le mannequin (5 postures) ainsi que sur 14 sujets pathologiques (scoliotiques). Un opérateur expert a évalué les paramètres radiographiques pour chaque sujet inclus dans l'étude ainsi que sur le mannequin dans les différentes postures, manuellement et de manière automatique.

La moyenne des écarts entre les 2 mesures a été calculée pour chaque groupe de sujets (mannequin ou patients scoliotiques).

$$\text{écart} = \frac{1}{N_p} \sum_{p=1}^{N_p} |\alpha_{\text{biomod}} - \alpha_{\text{manuel}}| \quad \text{Equation 2.}$$

où α_{biomod} est la valeur d'un paramètre obtenu après une exploitation Biomod 3S, α_{manuel} est la valeur du même paramètre obtenu par mesure manuelle sur les radios et N_p le nombre de sujets inclus dans le groupe.

Les résultats obtenus étaient les suivants :

Justesse des paramètres 2D	Justesse annoncée	Justesse observée sur mannequin	Justesse observée sur patients
Hauteur des têtes fémorales	1mm	0,6 mm	0,1 mm
Courbure scoliotique	4°	1,3°	2,1°
Cyphose dorsale	4°	1,5°	2,3°
Lordose lombaire	4°	3,6°	0,6°
Angle de lordose max	4°	0,8°	2,7°
Gite sagittale	4°	0,2°	0,3°
Pente sacrée	4°	1,0°	0,1°
Version pelvienne	4°	0,4°	1,2°
Incidence pelvienne	4°	0,8°	1,3°

Tableau 7. Justesse des paramètres 2D de Biomod 3S

1.1.3.2 Validation de la précision de la reconstruction 3D Biomod 3S/E

Le but de cette validation était de vérifier si le processus de reconstruction 3D du logiciel Biomod 3S/E est répétable (variabilité intra-opérateur) et reproductible (variabilité inter-opérateur).

Cette évaluation se basait sur des acquisitions réalisées sur 14 patients scoliotiques des services des Dr. Vital et Le Huec, au CHU Pellegrin de Bordeaux.

Dans le cadre de l'étude de répétabilité, un opérateur expert a effectué trois fois l'exploitation Biomod 3S/E des patients inclus.

Dans le cadre de l'étude de reproductibilité, trois opérateurs ont effectué une fois l'exploitation Biomod 3S/E des patients inclus.

La précision des paramètres 2D et 3D est évaluée à l'aide du Root Mean Square of Standard Deviation (RMSSD) :

$$\text{RMSSD} = \sqrt{\sum_p \left(\frac{\sum_n (\bar{\alpha} - \alpha_n)^2}{n-1} \right)} \quad \text{Equation 3.}$$

où $\bar{\alpha}$ est la moyenne des n observations pour un paramètre donné, et p le nombre de patients.

Concernant la précision des paramètres 3D, les résultats des RMSSD pour chaque paramètre ont été moyennés sur les 18 vertèbres.

Les résultats obtenus étaient les suivants :

Précision	dx en mm	dy en mm	dz en mm	rx en deg	ry en deg	rz en deg	h en mm
Répétabilité	1,2	0,9	1,2	2,2	1,8	1,6	0,7
Reproductibilité	1,2	1,1	1,5	2,0	1,8	2,3	1,1

Tableau 8. Précision des paramètres 3D de Biomod 3S

Paramètre	Répétabilité	Reproductibilité
Hauteur des têtes fémorales	0,3mm	0,5mm
Courbure scoliotique	2,8°	3,0°
Cyphose dorsale	2,2°	2,3°
Lordose lombaire	2,1°	3,6°
Angle de lordose max	2,0°	3,4°
Gite sagittale	0,2°	0,3°
Pente sacrée	1,6°	2,3°
Version pelvienne	1,4°	1,6°
Incidence pelvienne	2,2°	3,1°

Tableau 9. Précision des paramètres 2D de Biomod 3S

1.1.3.3 Comparaison de la validation de la reconstruction 3D obtenue avec Biomod 3S/E par rapport aux autres reconstructions issues de la littérature

Le tableau ci-dessous récapitule les résultats de justesse et de précision issus de cette étude et les compare à ceux trouvés dans la littérature.

Paramètres étudiés		Etude Biomod 3S	(Humbert et al., 2009)	(Kadoury et al., 2009)
Justesse	Positions	< 1,5 mm sur les centres vertébraux		≈ 2 mm sur pédicules et plateaux
	Orientations	< 3,5°		
Précision	Positions	< 1,5 mm	< 1,5 mm	
	Orientations	< 2,5°	< 5°	
	Paramètres 2D	< 3,5°	< 5,6°	

Tableau 10. Comparaison des résultats avec la littérature

Les résultats obtenus sont comparables à ceux obtenus à l'aide des autres méthodes de reconstruction 3D du rachis à partir de radiographies bi-planaires décrites dans la littérature.

1.1.4 Conclusions sur mon rôle au niveau du produit Biomod 3S

Un document a été rédigé afin d'explicitier en détails la validation technique de Biomod 3S. Ce document fait partie intégrante du dossier technique du produit Biomod 3S pour son marquage CE.

Biomod 3S a obtenu le marquage CE et l'autorisation de mise sur le marché en janvier 2008.

Mes autres responsabilités au niveau de Biomod 3S étaient / sont les suivantes :

- Responsable des essais de type pour le marquage du dispositif médical Biomod 3S/A (dispositif d'acquisition)
- Chef de produit (gestion des commandes, de la réception de la commande à la livraison du produit chez le client)

Le développement de Biomod 3S a fait l'objet de deux articles (Dumas et al., 2008; Legaye et al., 2009) et de plusieurs communications (congrès de la Société Française de Chirurgie Rachidienne et Colloque du Centre Médico-Chirurgical de Réadaptation des Massues en 2008, Entretiens de Médecine Physique et de Réadaptation en 2009).

1.2 Biomod L : développement et validation

A mon arrivée chez AXS INGENIERIE, le développement de Biomod L n'avait pas commencé ; le concept n'avait pas même encore été évoqué. L'idée de développer ce produit est venue d'un médecin de médecine physique et de réadaptation lors d'une démonstration de Biomod 3S : Il n'avait pas besoin de la reconstruction 3D du rachis et de la surface du dos de ses patients, par contre une exploitation poussée de la surface du dos l'intéressait beaucoup pour suivre de manière précise et quantitative les paramètres qu'il mesurait jusqu'alors au fil à plomb, règle et scoliomètre. Il a été décidé début 2008 de développer ce nouveau produit.

1.2.1 Principe d'acquisition et d'exploitation de Biomod L

Le protocole d'utilisation de Biomod L est le suivant :

- Le clinicien place des pastilles autocollantes pour repérer certains points anatomiques : épineuse de C7, sommet du pli interfessier, fossettes de Michaelis ou épines iliaques postéro-supérieures (EIPS). De plus, il trace en pointillés la ligne au droit des épineuses sur la surface du dos (Figure 54-1).
- Le patient se place en position de posture debout et le clinicien réalise l'acquisition optique (projection de franges de Moiré) à l'aide du dispositif Biomod L/A.
- La fenêtre d'exploitation s'ouvre automatiquement dans le logiciel Biomod L/E (exploitation) et le clinicien valide le repérage automatique des 4 pastilles autocollantes. Il a la possibilité, si nécessaire, de modifier la position des repères si la détection automatique était incorrecte (Figure 54-2).
- La ligne des épineuses est repérée automatiquement. Le clinicien la valide après l'avoir ajustée si nécessaire (Figure 54-3).
- La fenêtre de bilan s'ouvre automatiquement. Le clinicien peut sélectionner chaque analyse (frontale, sagittale, esthétique, gibbosités...) afin d'en obtenir les détails (Figure 55).

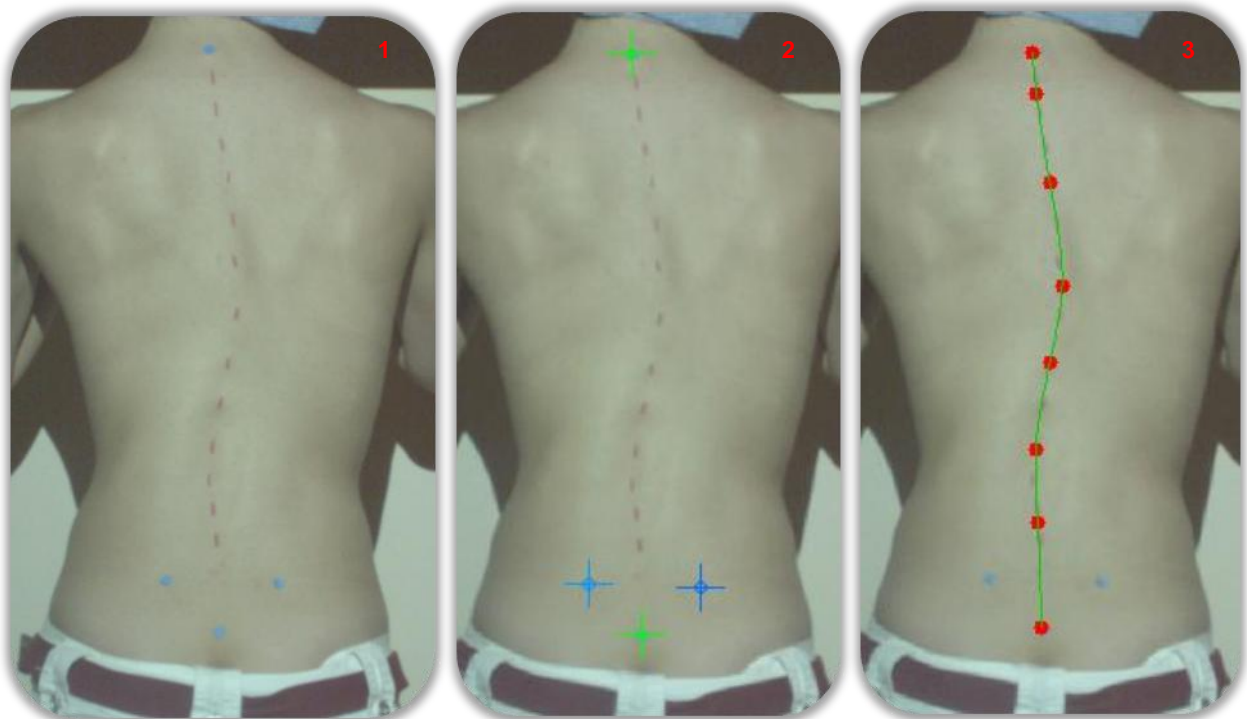


Figure 54. Illustration des différentes étapes du processus Biomod L permettant d'accéder à l'exploitation des paramètres de la surface du dos

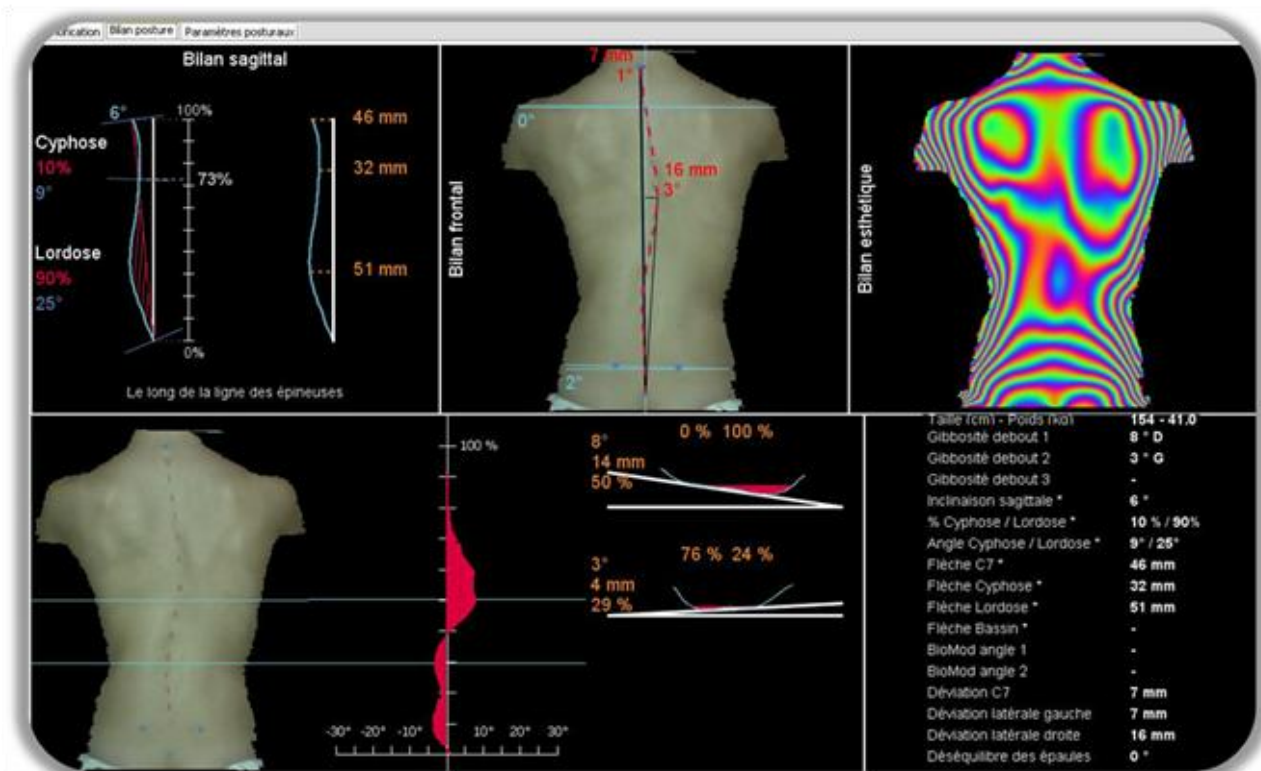


Figure 55. Interface Biomod L du bilan de l'exploitation de la surface du dos

1.2.2 Validation de Biomod L

L'algorithme de reconstruction de la surface du dos est fourni par le Laboratoire de Mécanique des Solides (LMS) de Poitiers. La justesse annoncée pour un objet immobile est inférieure au millimètre.

Cependant, le patient bouge pendant la durée de l'acquisition. Comme ce mouvement est difficilement quantifiable, une étude de précision a été réalisée sur les paramètres issus de la reconstruction 3D de la surface du dos. Cette étude a fait l'objet d'une présentation de poster au congrès de la SOFMER en 2009 (De Korvin et al., 2009).

Dans la littérature, les outils de reconstruction 3D de la surface du dos ou du tronc permettent d'obtenir une justesse pour ces surfaces comprise entre 1 mm (Berryman et al., 2008) et 4,2 mm (Jaremko et al., 2002).

Les paramètres proposés par (Goldberg et al., 2001) ont une variance de 1,6° pour l'angle Quantec et comprise entre 1,6° et 2,3° pour les angles de cyphose et lordose.

1.2.3 Les différentes étapes du développement de Biomod L

Les différentes étapes de développement de Biomod L ont été les suivantes :

- Discussions avec des cliniciens concernant leurs attentes sur ce type de produit et veille concurrentielle sur les produits existants => détermination des paramètres de la surface du dos à implémenter
- Définition du cahier des charges ou spécification fonctionnelle détaillant les fonctionnalités et performances attendues
- Détermination des tâches techniques (développement logiciel : interfaces et calcul des paramètres), affectation des tâches et mise en place d'un planning de développement

- Développement d'un prototype Biomod L/A (sous-traité)
- Mise en place du prototype et du logiciel chez un médecin pour utilisation en contexte clinique
- Prise en compte des remarques du médecin : corrections de bugs et prise en compte des améliorations suggérées
- Montage du dossier technique : dossier de gestion des risques, validation, rédaction de documents (manuel d'utilisation, procédures...)... en vue du marquage CE
- Réalisation des essais de type sur le dispositif Biomod L/A en vue du marquage CE
- Obtention du marquage CE et autorisation de mise sur le marché en décembre 2008
- Réalisation d'une étude de précision sur 11 patients scoliotiques en contexte clinique : étude ayant fait l'objet d'un poster présenté par le Dr. De Korvin au congrès de la SOFMER en 2009 (De Korvin et al., 2009)
- Amélioration constante du produit suite aux observations des utilisateurs et à la veille technique et concurrentielle

1.2.4 Conclusions sur mon rôle au niveau du produit Biomod L

Mes responsabilités au niveau de Biomod L étaient / sont les suivantes :

- Responsable du développement de Biomod L (voir étapes ci-dessus)
- Responsable des essais de type pour le marquage du dispositif médical Biomod L/A
- Chef de produit (gestion des commandes, de la réception de la commande à la livraison du produit chez le client)
- Responsable matériovigilance et surveillant du processus de traçabilité

1.3 Biomod : générations futures, projets en cours

L'année 2010 fut pour moi l'occasion d'encadrer trois stagiaires sur de nouveaux projets :

1.3.1 Reconstruction 3D du tronc complet

Un projet en cours est la reconstruction 3D du tronc complet à partir de deux acquisitions optiques (de face et de dos). Des tests ont été réalisés au sein de l'entreprise, le logiciel est en cours de finalisation. Le déploiement sur site est à envisager ainsi que le montage du dossier technique en vue du marquage CE.

1.3.2 Mobilités

Un second projet en cours est l'étude des mobilités entre différentes postures (flexion/extension, bending droit/ gauche...), suggérée et demandée par plusieurs cliniciens.

Des discussions avec des médecins ont permis la mise en place d'un cahier des charges ou spécification fonctionnelle. Les méthodes de calcul des différents paramètres ont été mises en place. Le développement informatique est en cours.

1.3.3 Dynamique

La méthode d'acquisition actuelle (projection de plusieurs patrons de franges successifs) ne permet pas de s'orienter vers des acquisitions en continu.

Une nouvelle méthode d'acquisition utilisant un unique patron de franges a été mise en place et est en cours de validation (comparaison avec l'acquisition actuelle Biomod L/A).

Cette acquisition ouvre la voie à une acquisition continue et les premières discussions avec des médecins ont été mises en place afin de déterminer les paramètres pertinents et accessibles. La spécification technique est en cours d'écriture.

2 Etude statistique chez une population scoliotique idiopathique

Le but de cette partie est d'étudier s'il existe des corrélations entre certains paramètres du rachis (position / orientation des vertèbres, paramètres radiographiques...) et des paramètres issus de la surface du dos (gibbosité, courbures de la ligne des épineuses...).

L'étude bibliographique présentée au chapitre 1 - §2.3 montre que la plupart des études cliniques réalisées cherchaient à déduire l'angle de Cobb à partir de données issues de la surface du dos et qu'hormis la mise en place de modèles statistiques poussés (réseaux de neurones), il existe peu de liens directs entre l'angle de Cobb et des paramètres de la surface du dos tels que la gibbosité. Quelques études ont par ailleurs trouvé des liens entre les déviations latérales de la projection de la ligne des épineuses sur la surface du dos et la ligne spinale (passant par le centre des corps vertébraux) ainsi qu'entre l'orientation de la surface du dos et celle des vertèbres.

L'idée de cette étude statistique est donc d'explorer d'autres paramètres que ceux étudiés, en analysant les liens existant entre de nombreux paramètres issus du rachis et de la surface du dos. En effet, s'il existe des liens forts entre certains paramètres internes et externes, ceux-ci pourraient être utilisés pour améliorer des modèles géométriques ou pour contraindre des modèles dynamiques pour la prédiction de la configuration du rachis à partir de données externes (voir chapitre 1 - § 3.2).

2.1 Méthodologie

2.1.1 Les patients

16 patients (11 filles et 5 garçons) souffrant de scoliose idiopathique de l'adolescent ont été inclus dans l'étude. Ces patients sont tous suivis par le Dr. De Sèze au service de Médecine Physique et de Réadaptation du CHU Pellegrin, à Bordeaux. Parmi eux, 9 patients avaient une courbure scoliotique simple et 7 en avaient une double.

La taille moyenne de ces patients était de 166 cm (écart type 13 cm, bornes 144 - 190 cm), leur poids moyen était de 51 kg (écart type 15 kg, bornes 32 - 87 kg) et leur indice de masse corporelle moyen était de 18 (écart type 3, bornes 14,5 - 24,5).

2.1.2 Les paramètres étudiés

Dans le cadre du suivi de leur scoliose, tous ces patients ont passé des examens radiographiques et cliniques.

Concernant les examens radiographiques, les patients ont été examinés selon le protocole Biomod 3S (Dumas et al., 2008; Legaye et al., 2009). Les radiographies bi-planaires ont été réalisées à l'aide du système EOS (Biospace Med, Paris) et couplées avec des acquisitions optiques.

Un opérateur a réalisé les reconstructions 3D des rachis à l'aide du logiciel Biomod 3S. Le logiciel permettait alors d'extraire automatiquement les paramètres 3D et 2D du rachis. Il permettait ensuite à l'opérateur de vérifier et d'ajuster sur les radiographies les paramètres radiographiques 2D calculés automatiquement, avant d'exporter tous les paramètres dans un fichier Excel.

Les examens cliniques ont été réalisés à l'aide d'acquisitions optiques (Biomod L).

L'opérateur a réalisé l'exploitation 3D des acquisitions optiques à l'aide du logiciel Biomod L. L'ensemble des paramètres obtenus pour tous les patients ont ensuite été exportés dans un fichier Excel.

Les 23 paramètres liés au rachis, issus des reconstructions 3D à partir des radiographies, qui ont été étudiés sont les suivants (voir définitions au chapitre 1 - §2.2.1) :

- Angle de Cobb maximal
- Angle de Cobb secondaire
- Angle sacro-iliaque
- Différence de hauteur entre les têtes fémorales
- Equilibre frontal
- Angle de cyphose (T1-T12)
- Angle de lordose (L1-plateau sacré)
- Angle de lordose maximale (plateau vertébral le plus incliné-plateau sacré)
- Gîte sagittale de T9
- Equilibre global du rachis
- Pente sacrée
- Version pelvienne
- Incidence pelvienne
- Angle du plan de courbure maximale
- Angle d'orientation axiale du plan de courbure maximale par rapport au plan sagittal
- Angle de rotation vertébrale latérale maximale
- Angle de rotation vertébrale sagittale maximale
- Angle de rotation vertébrale axiale maximale
- Angle de rotation intervertébrale latérale maximale
- Angle de rotation intervertébrale sagittale maximale
- Angle de rotation intervertébrale axiale maximale
- Déviation latérale maximale de la vertèbre sommet par rapport au centre vertébral de C7
- Déviation latérale maximale de la vertèbre sommet par rapport au milieu du plateau sacré

Les 34 paramètres liés à la surface du dos, issus de la reconstruction 3D à partir d'acquisitions optiques, qui ont été étudiés sont les suivants (voir définitions au chapitre 1 §2.2.2) :

- Déviation latérale de C7 (Déséquilibre frontal de C7)
- Déviation latérale gauche maximale
- Déviation latérale droite maximale
- Déviation latérale maximale (gauche et droite confondue)
- Déséquilibre des épaules
- Déséquilibre du bassin
- Angle Biomod (de courbure scoliothique) maximal (signé et en valeur absolue)
- Angle Biomod secondaire (signé et en valeur absolue)
- Longueur du côté horizontal du triangle de taille gauche
- Longueur du côté horizontal du triangle de taille droit
- Différence de hauteur entre les aisselles droite et gauche
- Différence de hauteur entre les creux de taille droit et gauche
- Pourcentage de surface des triangles de taille droit / gauche
- Inclinaison sagittale
- Flèche de C7 (plan sagittal)
- Flèche dorsale
- Flèche lombaire
- Flèche sacrée
- Angle de courbure de cyphose
- Angle de courbure de lordose
- Pseudo pente sacrée
- Répartition de cyphose et de lordose
- Gibbosité debout maximale

- Pourcentage de gibbosité gauche / droite pour la gibbosité maximale
- Niveau de la gibbosité maximale (% de hauteur entre le pli interfessier et C7)
- Gibbosité debout secondaire
- Pourcentage de gibbosité gauche / droite pour la gibbosité secondaire
- Niveau de la gibbosité secondaire (% de hauteur entre le pli interfessier et C7)

Certaines valeurs de ces paramètres peuvent être exprimées en angle et en distance (par exemple la gibbosité) ; dans ce cas, les deux paramètres ont été pris en compte.

2.1.3 L'exploitation des données

Tous les couples de paramètres (un paramètre externe avec un paramètre du rachis) ont alors été testés en termes de coefficient de corrélation r , selon la formule suivante :

$$r = \frac{\sum_{i=1}^{Np} (x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y})}{\sqrt{\sum_{i=1}^{Np} (x_i - \bar{x})^2 \sum_{i=1}^{Np} (y_i - \bar{y})^2}} \quad \text{Equation 4.}$$

Où Np est le nombre de patients

x_i est la valeur du paramètre externe testé du $i^{\text{ème}}$ patient

\bar{x} est la moyenne du paramètre externe testé sur tous les patients

y_i est la valeur du paramètre interne testé du $i^{\text{ème}}$ patient

\bar{y} est la moyenne du paramètre interne testé sur tous les patients

Ainsi, 782 coefficients de corrélation ont été calculés, correspondant aux 23 paramètres internes couplés aux 34 paramètres externes.

Afin de déterminer la pertinence des relations, il a été déterminé des coefficients de corrélation r pour lesquels le niveau de confiance α atteint 0.05, 0.01 et 0.001. Pour calculer ces niveaux de confiance, un coefficient t a été déterminé à l'aide du coefficient de corrélation et du nombre de patients selon la formule :

$$t = \frac{r}{\sqrt{\frac{1-r^2}{Np-2}}} \quad \text{Equation 5.}$$

La table de Student a alors permis de déterminer le niveau de confiance correspondant. Inversement, pour un intervalle de confiance recherché, la table de Student a permis de déterminer la valeur de t correspondante puis la valeur du coefficient de corrélation cherché a été calculée. Le tableau ci-dessous montre les valeurs des coefficients de corrélation permettant d'obtenir des niveaux de confiance α de 0.05, 0.01 et 0.001 :

Np	16	16	16
r	0,50	0,62	0,74
t	2,14	2,98	4,14
niveau de confiance α	0,05	0,01	0,001

Tableau 11. Table d'association coefficients de corrélation / intervalle de confiance

Remarque : certains paramètres (par exemple la gibbosité secondaire) n'étaient pas définis pour tous les patients. Les coefficients de corrélation faisant intervenir ces paramètres ont été calculés, cependant les seuils de ces coefficients r permettant d'obtenir les niveaux de

confiance α 0.05, 0.01 et 0.001 s'en trouvaient modifiés (par exemple $r = 0.67, 0.80$ et 0.90 pour 9 patients).

Concernant les paramètres les plus corrélés, une régression linéaire entre les paramètres externe et interne testés a été calculée, et l'erreur type de la prévision du paramètre interne à partir d'une valeur individuelle d'un paramètre externe et de la régression linéaire a été évaluée à l'aide de la formule suivante :

$$Err = \sqrt{\frac{1}{Np-2} \left(\sum_{i=1}^{Np} (y_i - \bar{y})^2 - \frac{\left(\sum_{i=1}^{Np} (x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y}) \right)^2}{\sum_{i=1}^{Np} (x_i - \bar{x})^2} \right)}$$

Equation 6.

Des graphiques représentant les valeurs, ainsi que la régression linéaire +/- l'erreur type ont été créés afin d'illustrer les résultats.

2.2 Résultats

Dans ce chapitre, les résultats globaux sont présentés, puis certaines corrélations sont détaillées.

2.2.1 Résultats principaux concernant les corrélations internes - externes

L'ensemble des coefficients de corrélation calculés pour tous les couples de relations internes – externes sont récapitulés dans les tableaux ci-dessous.

COEFFICIENTS DE CORRELATION	PARAM BIOMOD 3S	Haut fém	Angle sacré	Gîte latéral	Cobb 1	Cobb2	Cyphose	Lordose	Lordose mc	Gîte sagitté	éq. Rachis	Pente sacré	Version pel	Incidence p
PARAMETRES BIOMOD L														
Inclinaison sagittale par rapport ligne des épineuses	°	-0,22	-0,13	0,19	-0,21	-0,05	-0,02	-0,06	0,01	0,16	-0,22	0,02	0,30	0,22
Angle de cyphose par rapport ligne des épineuses	°	0,26	0,32	0,12	-0,53	-0,46	0,28	-0,27	-0,07	0,53	0,21	-0,29	0,15	-0,03
Angle de lordose par rapport ligne des épineuses	°	-0,12	-0,06	0,17	0,04	-0,12	0,15	-0,03	0,08	0,02	0,23	-0,10	-0,47	-0,38
% de cyphose par rapport ligne des épineuse	%	0,44	0,43	-0,02	-0,73	-0,50	0,31	-0,24	-0,06	0,67	0,04	-0,35	0,37	0,10
Déséquilibre de C7	mm	0,05	0,30	0,59	0,00	-0,02	0,20	0,44	0,51	0,33	0,59	0,30	-0,12	0,07
Déséquilibre de C7	°	0,20	-0,15	-0,54	0,02	-0,07	0,34	-0,11	-0,16	0,06	-0,46	-0,17	0,03	-0,06
Déséquilibre des épaules	°	0,08	-0,17	-0,49	-0,49	-0,49	-0,08	-0,52	-0,49	0,04	-0,45	-0,48	0,19	-0,10
Déséquilibre du bassin	°	0,46	0,28	-0,39	-0,20	-0,13	-0,19	-0,32	-0,34	-0,08	-0,15	-0,16	0,27	0,11
Déviatoin latérale gauche	mm	0,06	0,22	0,39	0,22	0,30	-0,08	0,38	0,38	-0,06	0,34	0,33	-0,15	0,07
Déviatoin latérale gauche	°	-0,12	-0,02	0,25	0,60	0,62	-0,19	0,38	0,28	-0,38	-0,01	0,38	-0,24	0,02
Déviatoin latérale droite	mm	-0,03	0,03	-0,01	0,58	0,42	0,24	0,39	0,21	-0,23	-0,22	0,49	-0,15	0,10
Déviatoin latérale droite	°	-0,01	0,13	0,00	0,57	0,42	0,11	0,27	0,09	-0,24	0,00	0,46	-0,04	0,17
Flèche de C7 par rapport ligne des épineuses	mm	-0,18	-0,10	0,01	-0,50	-0,28	0,10	-0,07	0,05	0,36	-0,19	-0,09	0,36	0,21
Flèche Dorsale par rapport ligne des épineuses	mm	-0,53	-0,35	0,10	0,05	0,09	-0,40	0,11	0,03	-0,22	-0,14	0,24	0,16	0,22
Flèche Lombaire par rapport ligne des épineuses	mm	-0,47	-0,44	-0,07	0,26	0,04	0,20	0,26	0,26	-0,20	0,01	0,19	-0,44	-0,22
Flèche Sacrée par rapport ligne des épineuses	mm	-0,39	-0,38	-0,48	-0,31	-0,45	-0,23	0,09	-0,05	0,18	-0,03	0,05	0,17	0,16
Pseudo pente sacrée en ° par rapport ligne des épineus	mm	-0,44	-0,40	0,27	0,47	0,30	0,05	0,19	0,23	-0,29	0,07	0,47	-0,71	-0,47
Côté horizontal du triangle de taille gauche	mm	-0,13	-0,25	0,14	0,16	0,17	0,34	-0,02	0,00	-0,07	0,00	-0,03	-0,05	-0,04
Côté horizontal du triangle de taille droit	mm	0,00	-0,35	-0,22	0,34	0,37	0,57	0,25	0,23	0,01	-0,31	0,16	0,01	0,09
Différence de hauteur haut entre triangles	mm	-0,03	-0,02	0,29	0,38	0,15	0,31	0,51	0,45	-0,16	-0,01	0,48	-0,09	0,18
Différence de hauteur bas entre triangles	mm	-0,23	-0,24	-0,21	0,65	0,56	-0,18	0,19	0,03	-0,62	-0,39	0,19	-0,52	-0,29
Surface de triangle de taille droit	%	0,02	-0,10	-0,36	0,19	0,22	0,04	0,14	0,09	-0,09	-0,32	0,16	0,05	0,11
Gibbosité debout « max BJ » en °	°	0,14	0,18	0,22	0,55	0,69	-0,22	-0,29	-0,20	-0,28	0,09	-0,46	-0,60	-0,67
Gibbosité debout « max BJ » en mm	mm	-0,21	-0,21	-0,19	0,56	0,50	-0,02	-0,22	-0,28	-0,59	-0,47	-0,27	-0,52	-0,52
Surface droite de Gibbosité debout « max BJ » en %	%	-0,35	-0,32	-0,18	0,21	0,02	0,01	-0,03	-0,14	-0,25	-0,20	0,12	0,07	0,11
Hauteur de la gibbosité debout max BJ	%	-0,11	-0,17	-0,59	-0,25	-0,23	-0,29	-0,40	-0,51	-0,35	-0,34	-0,06	0,22	0,12
Gibbosité debout "moyenne BJ"	°	0,54	0,48	0,18	0,64	0,65	-0,33	0,09	0,16	-0,09	0,30	-0,18	-0,76	-0,67
Gibbosité debout "moyenne BJ"	mm	0,57	0,56	0,06	0,52	0,59	-0,37	0,01	0,09	-0,15	0,26	-0,23	-0,79	-0,72
Surface droite de gibbosité debout "moyenne BJ"	%	-0,42	-0,30	-0,75	-0,74	-0,56	-0,29	-0,42	-0,64	-0,40	-0,54	-0,04	0,12	0,06
Hauteur de gibbosité debout "moyenne BJ"	%	0,71	0,71	0,05	0,32	0,58	-0,14	-0,02	0,17	-0,05	0,15	-0,32	-0,60	-0,62
angle Biomod 1 (valeur absolue)	°	-0,18	-0,16	0,01	0,80	0,82	0,22	0,32	0,28	-0,42	-0,19	0,25	-0,42	-0,18
angle Biomod 2 (valeur absolue)	°	-0,18	-0,20	0,09	0,87	0,85	0,19	0,34	0,29	-0,42	-0,02	0,25	-0,39	-0,16
déviatoin latérale max	mm	-0,04	0,16	0,28	0,63	0,55	0,01	0,41	0,30	-0,31	0,03	0,38	-0,37	-0,07
déviatoin latérale max	°	-0,09	0,03	0,07	0,64	0,65	-0,22	0,33	0,19	-0,43	-0,13	0,39	-0,20	0,04

Légende :

niveau de confiance α	$\alpha > 0,05$	$0,01 < \alpha < 0,05$	$0,001 < \alpha < 0,01$	$< 0,001$
couleur				

Tableau 12. Coefficients de corrélation reliant les paramètres de la surface du dos aux paramètres radiographiques 2D du rachis

COEFFICIENTS DE CORRELATION	PARAM	rot lat	rot sag	rot axiale	rot interv la	rot interv sa	rot interv ax	plan courbu	angle plan	dév lat C7	dév lat S1
PARAMETRES BIOMOD L											
Inclinaison sagittale par rapport ligne des épineuses	°	-0,27	-0,16	0,08	0,02	-0,25	0,06	0,03	0,18	-0,11	-0,22
Angle de cyphose par rapport ligne des épineuses	°	-0,44	-0,13	-0,19	-0,06	-0,26	-0,09	-0,27	0,03	-0,56	-0,42
Angle de lordose par rapport ligne des épineuses	°	0,10	0,21	0,02	0,09	-0,24	0,04	0,04	-0,18	0,00	0,16
% de cyphose par rapport ligne des épineuse	%	-0,69	-0,29	-0,32	-0,25	0,06	-0,15	-0,48	0,22	-0,72	-0,67
Déséquilibre de C7	mm	0,02	0,25	0,11	0,01	0,23	0,12	-0,09	-0,02	-0,01	0,15
Déséquilibre de C7	°	-0,06	-0,15	-0,35	0,04	-0,13	-0,21	0,06	0,47	0,04	-0,11
Déséquilibre des épaules	°	-0,50	-0,32	-0,38	-0,20	-0,18	-0,18	-0,43	0,14	-0,55	-0,60
Déséquilibre du bassin	°	-0,21	-0,23	-0,10	-0,19	-0,14	-0,34	-0,18	0,28	-0,09	-0,26
Déviat ion latérale gauche	mm	0,23	0,14	0,25	0,11	0,30	0,18	-0,03	-0,06	0,14	0,28
Déviat ion latérale gauche	°	0,59	0,11	0,35	0,28	0,19	0,16	0,24	0,06	0,60	0,60
Déviat ion latérale droite	mm	0,51	0,24	0,04	0,13	-0,06	-0,08	0,54	0,28	0,78	0,68
Déviat ion latérale droite	°	0,56	0,18	0,16	0,16	-0,11	-0,03	0,64	0,03	0,71	0,64
Flèche de C7 par rapport ligne des épineuses	mm	-0,49	-0,13	-0,09	-0,06	-0,04	0,04	-0,08	0,21	-0,42	-0,53
Flèche Dorsale par rapport ligne des épineuses	mm	0,03	0,05	0,23	-0,05	0,06	0,09	0,26	-0,19	0,16	0,00
Flèche Lombaire par rapport ligne des épineuses	mm	0,30	0,46	0,01	0,20	-0,02	0,15	0,42	-0,15	0,21	0,25
Flèche Sacrée par rapport ligne des épineuses	mm	-0,10	0,02	-0,31	-0,04	0,55	-0,03	0,11	-0,34	-0,52	-0,40
Pseudo pente sacrée en ° par rapport ligne des épineus	mm	0,45	0,33	0,31	0,28	-0,21	0,30	0,26	-0,14	0,46	0,50
Côté horizontal du triangle de taille gauche	mm	-0,02	0,13	0,27	0,03	-0,45	0,41	-0,10	0,41	0,16	0,05
Côté horizontal du triangle de taille droit	mm	0,17	0,04	0,06	0,39	-0,27	0,21	0,36	0,71	0,29	0,07
Différence de hauteur haut entre triangles	mm	0,29	0,33	-0,25	0,20	-0,02	-0,15	0,25	0,27	0,40	0,53
Différence de hauteur bas entre triangles	mm	0,61	0,28	0,15	0,01	0,24	-0,06	0,39	-0,12	0,82	0,73
Surface de triangle de taille droit	%	0,24	-0,02	-0,08	0,25	0,10	-0,19	0,51	0,12	0,22	0,10
Gibbosité debout « max BJ » en °	°	0,63	-0,19	0,71	0,29	-0,16	0,47	0,03	-0,37	0,57	0,53
Gibbosité debout « max BJ » en mm	mm	0,49	-0,02	0,31	0,09	-0,32	0,29	0,15	-0,03	0,68	0,54
Surface droite de Gibbosité debout « max BJ » en %	%	0,26	0,43	0,03	0,02	-0,18	0,03	0,34	-0,04	0,31	0,21
Hauteur de la gibbosité debout max BJ	%	-0,26	0,11	-0,23	-0,50	-0,02	-0,36	0,01	-0,19	-0,14	-0,18
Gibbosité debout "moyenne BJ"	°	0,71	-0,23	0,43	0,25	0,32	0,09	0,05	-0,29	0,55	0,71
Gibbosité debout "moyenne BJ"	mm	0,62	-0,26	0,41	0,16	0,34	0,05	0,00	-0,33	0,48	0,60
Surface droite de gibbosité debout "moyenne BJ"	%	-0,76	-0,12	-0,43	-0,71	0,00	-0,58	-0,09	-0,17	-0,46	-0,63
Hauteur de gibbosité debout "moyenne BJ"	%	0,50	-0,12	0,39	0,22	0,32	0,17	-0,13	-0,12	0,30	0,40
angle Biomod 1 (valeur absolue)	°	0,80	0,33	0,45	0,46	-0,06	0,33	0,68	0,08	0,88	0,76
angle Biomod 2 (valeur absolue)	°	0,87	0,35	0,58	0,55	-0,09	0,49	0,63	0,06	0,85	0,73
déviat ion latérale max	mm	0,60	0,22	0,23	0,17	0,15	0,04	0,30	0,01	0,75	0,80
déviat ion latérale max	°	0,68	0,22	0,29	0,24	0,27	0,02	0,45	-0,10	0,73	0,71

Légende :

niveau de confiance α	$\alpha > 0,05$	$0,01 < \alpha < 0,05$	$0,001 < \alpha < 0,01$	$< 0,001$
couleur				

Tableau 13. Coefficients de corrélation reliant les paramètres de la surface du dos aux paramètres issus de la reconstruction 3D du rachis

Le tableau ci-dessous récapitule le nombre de corrélations dans chaque intervalle de confiance :

niveau de confiance α	$\alpha > 0,05$	$0,01 < \alpha < 0,05$	$0,001 < \alpha < 0,01$	$< 0,001$
nombre de corrélations	678	64	27	13

Tableau 14. Nombre de corrélations dans chaque intervalle de confiance

Dans les paragraphes suivants, les expressions « lien fort » ou « relation forte » seront utilisés pour des corrélations ayant un intervalle de confiance inférieur à 0.001.

On peut remarquer que les paramètres issus de l'analyse sagittale de la surface du dos (flèches, angles de lordose / cyphose...) n'ont de relation forte avec aucun paramètre du rachis. De même, les paramètres issus de l'analyse sagittale du rachis (gîte sagittale, angles de lordose / cyphose...) n'ont de relation forte avec aucun paramètre de la surface du dos.

Il est à noter que le paramètre de la surface du dos « pourcentage lordose / cyphose » est corrélé avec un indice de confiance compris entre 0.001 et 0.01 avec plusieurs paramètres du rachis, à savoir l'angle de Cobb maximal, la gîte sagittale de T9, la rotation vertébrale latérale maximale et la déviation latérale de la vertèbre apicale par rapport aux verticales passant par C7 ou le milieu du plateau sacré.

D'autre part, on peut voir que les gibbosités ne sont fortement corrélées à aucun paramètre du rachis, mais que l'angle de gibbosité maximale est tout de même relié à la rotation vertébrale axiale maximale avec un coefficient de corrélation de 0.71.

Par contre, la corrélation la plus importante a un coefficient r de 0.88 ; il s'agit du lien entre l'angle Biomod (courbure scoliothique de la ligne des épineuses) et la déviation latérale maximale de la vertèbre apicale par rapport à la verticale passant par C7.

Parmi les 13 relations fortes, 6 sont détaillées ci-dessous. Les 7 autres sont liées avec les 6 présentées : en effet, au niveau de la surface du dos, l'angle Biomod maximal et le second angle Biomod sont liés entre eux par un coefficient de corrélation de 0.95 ; ainsi, les paramètres du rachis liés fortement au premier angle Biomod sont aussi souvent liés fortement au second et ne seront donc pas détaillés.

2.2.2 Détail des corrélations angles Biomod / angles de Cobb

Les coefficients de corrélation entre les couples de paramètres « angle Biomod maximal / angle de Cobb maximal » et « angle Biomod secondaire / angle de Cobb secondaire » sont respectivement de 0.80 et 0.85, avec des erreurs type respectives de 7.47° et 4.71°.

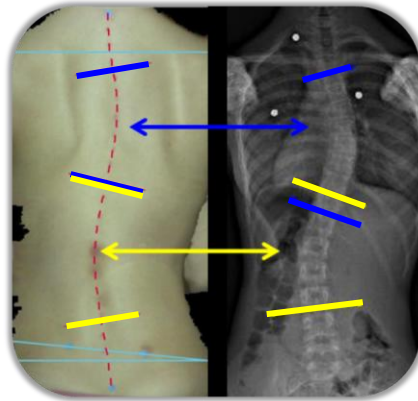


Figure 56. Illustration des corrélations entre les angles Biomod et les angles de Cobb

Les représentations graphiques des valeurs de ces angles ainsi que des régressions linéaires de ces corrélations sont données ci-dessous. Les zones entre pointillés correspondent aux erreurs type autour des valeurs d'angles de Cobb prédits par la régression linéaire.

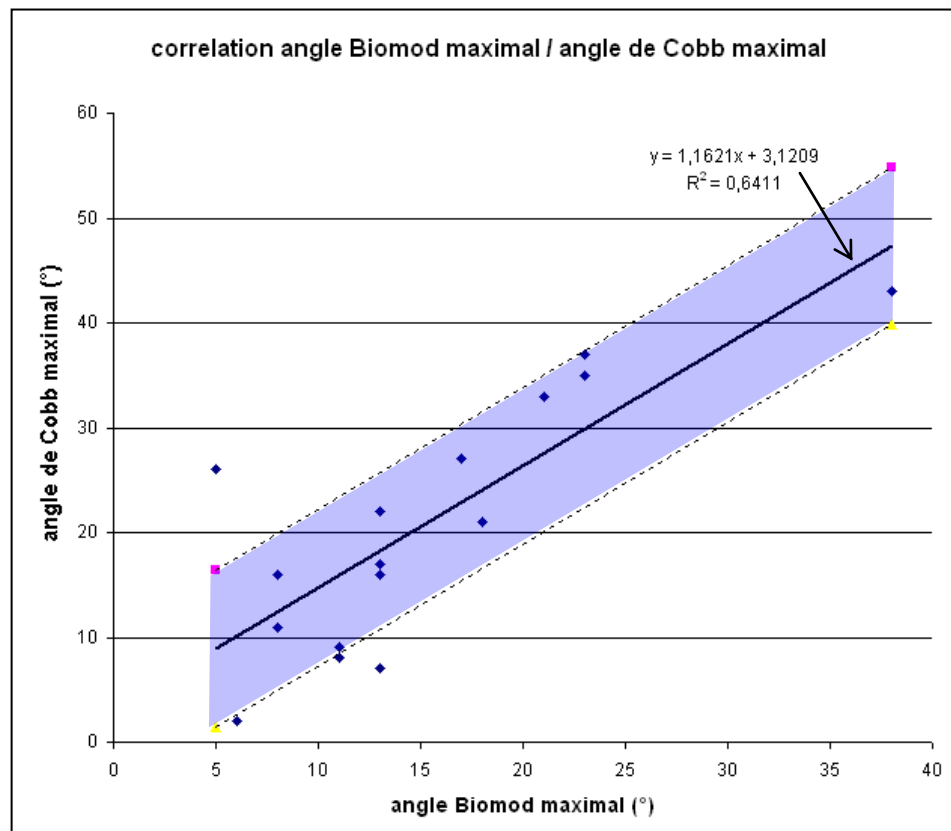


Figure 57. Corrélation entre l'angle Biomod maximal et l'angle de Cobb maximal

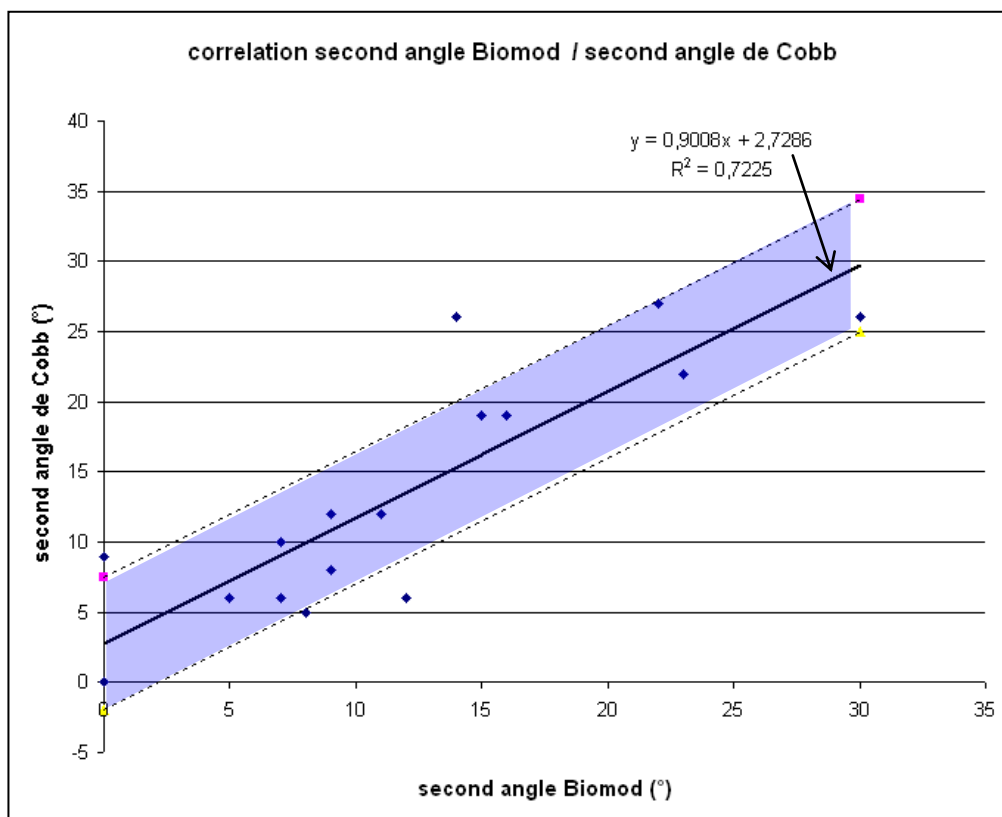


Figure 58. Corrélation entre l'angle Biomod secondaire et l'angle de Cobb secondaire

2.2.3 Autres corrélations fortes de l'angle Biomod maximal

L'angle Biomod maximal est en outre fortement corrélé à la rotation vertébrale latérale maximale ($r = 0.80$) et avec la déviation latérale maximale de la vertèbre apicale par rapport aux verticales passant par C7 ($r = 0.88$) ou le milieu du plateau sacré ($r = 0.76$). Parmi ces deux derniers paramètres (déviations latérales), seule sera représentée graphiquement la déviation latérale par rapport à C7. Les erreurs type sur les corrélations « angle Biomod / rotation vertébrale » et « angle Biomod / déviation latérale » sont respectivement de 3.35° et 5.61 mm .

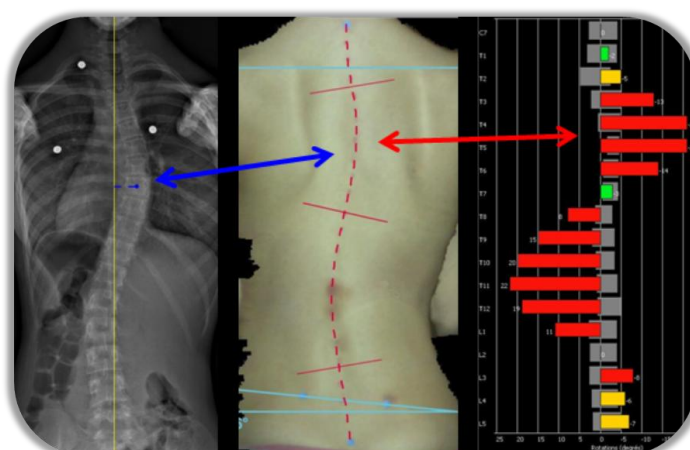


Figure 59. Illustration des autres corrélations de l'angle Biomod maximal

Les représentations graphiques des valeurs de ces paramètres ainsi que des régressions linéaires de ces corrélations sont données ci-dessous. Les zones entre pointillés correspondent aux erreurs type autour des valeurs des paramètres du rachis prédits par la régression linéaire.

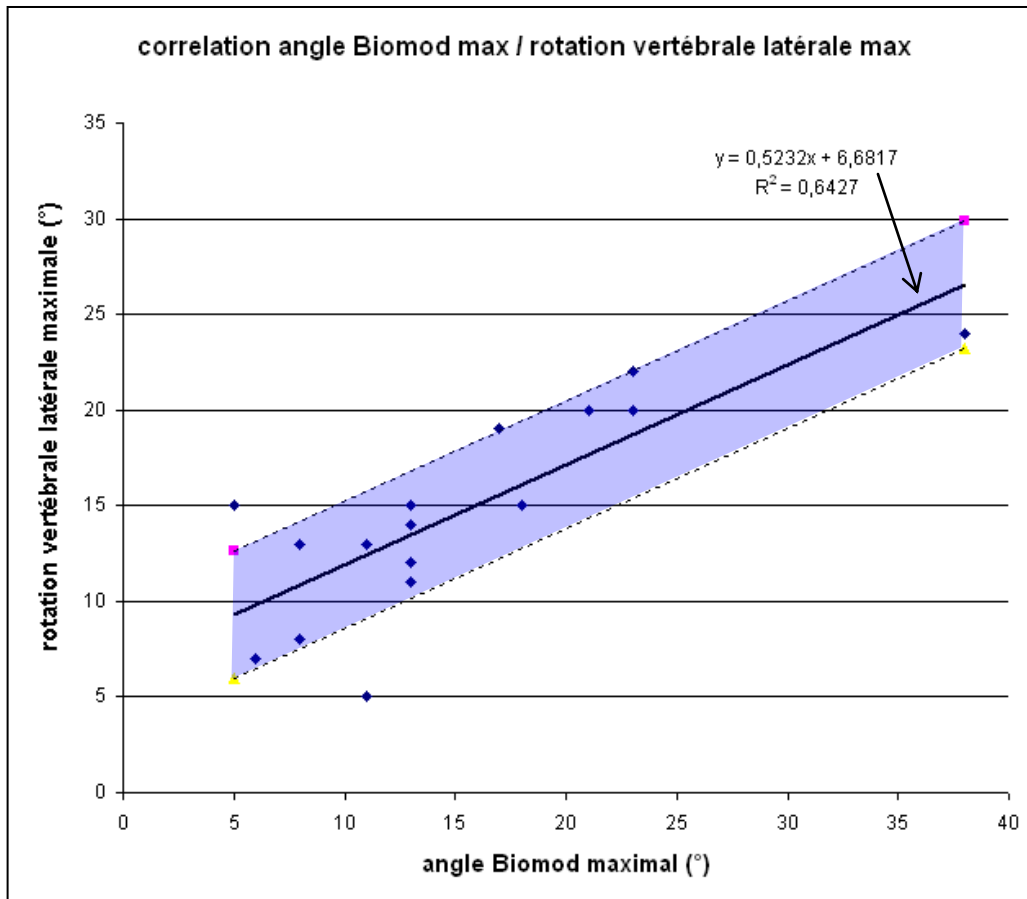


Figure 60. Corrélation entre l'angle Biomod maximal et la rotation vertébrale latérale maximale

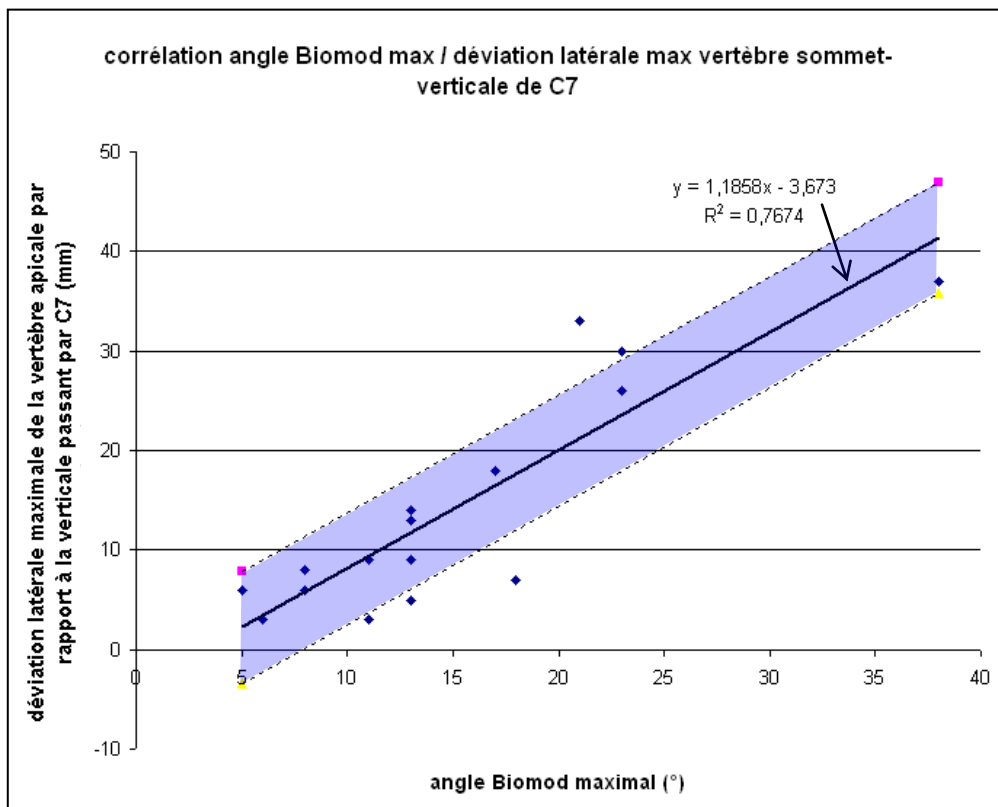


Figure 61. Corrélation entre l'angle Biomod maximal et la déviation latérale maximale

2.2.4 Corrélation entre les déviations latérales maximales

Le tableau récapitulatif montre une corrélation forte entre la déviation latérale maximale de la ligne des épineuses par rapport au sommet du pli interfessier et la déviation latérale maximale de la vertèbre apicale par rapport aux verticales passant par C7 ($r = 0.75$) ou le milieu du plateau sacré ($r = 0.80$). Parmi ces deux paramètres, seule sera représentée graphiquement la déviation latérale par rapport au plateau sacré car sa définition se rapproche de la déviation latérale maximale de la ligne des épineuses. L'erreur type de cette corrélation est de 6.73 mm.

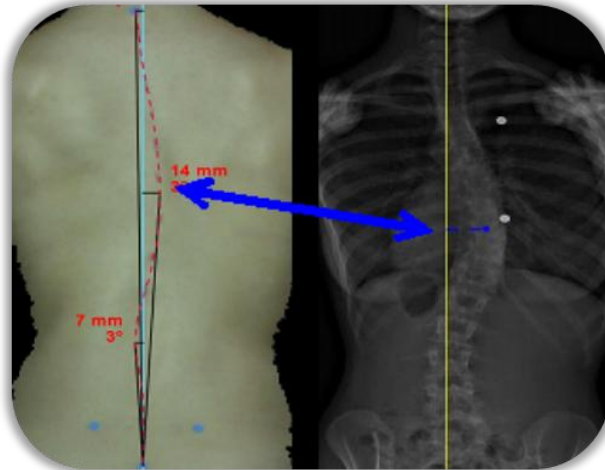


Figure 62. Illustration de la corrélation entre les déviations latérales interne et externe

La représentation graphique des valeurs de ces paramètres ainsi que de la régression linéaire de cette corrélation sont données ci-dessous. La zone entre pointillés correspond aux erreurs type autour des valeurs de la déviation latérale de la vertèbre apicale prédite par la régression linéaire.

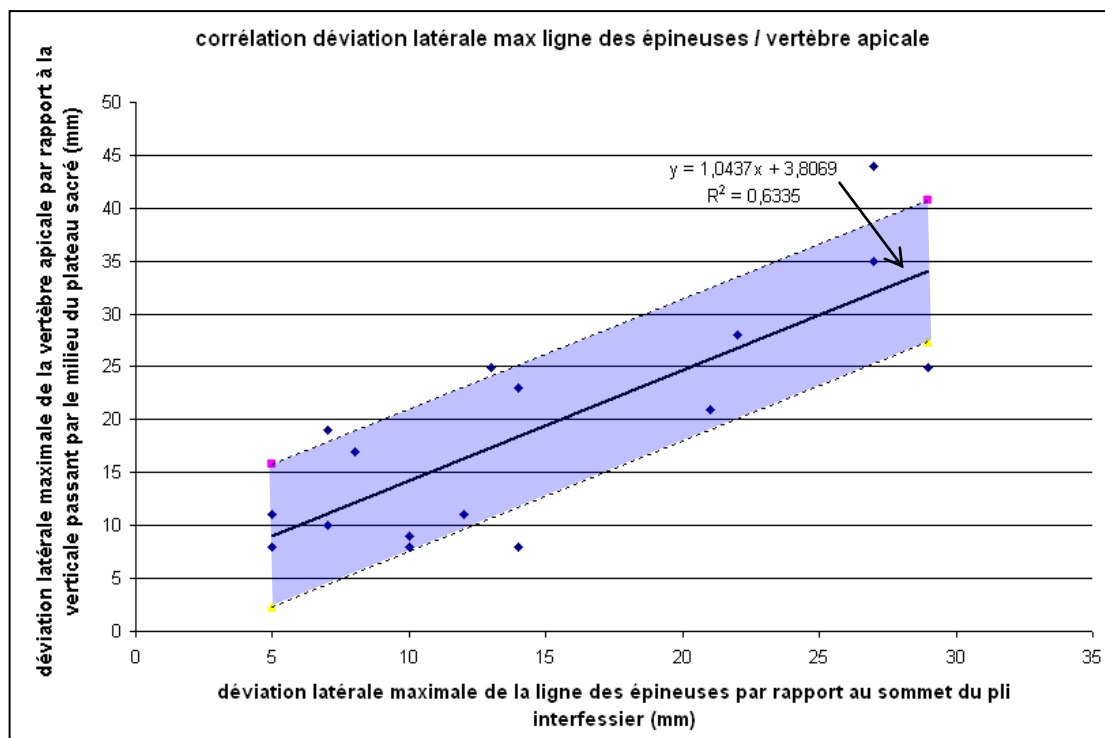


Figure 63. Corrélation entre les déviations latérales maximales

2.2.5 Corrélation entre l'asymétrie des triangles de taille et la déviation vertébrale latérale

La dernière corrélation forte trouvée concerne un lien entre la différence de hauteur entre les creux de taille et la déviation latérale maximale de la vertèbre apicale par rapport à la verticale passant par C7. Cette corrélation a un coefficient de 0.82 et une erreur type de 6.73 mm.

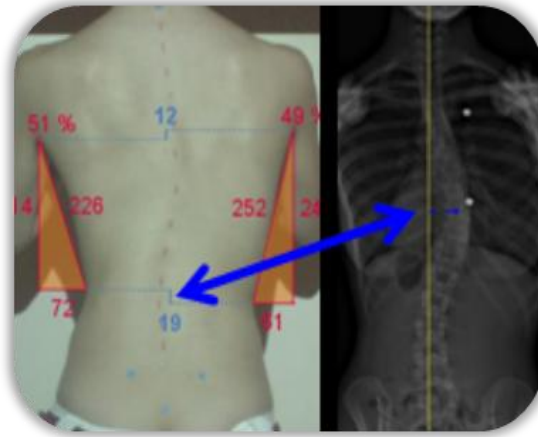


Figure 64. Illustration de la corrélation entre les creux de taille et la déviation latérale vertébrale

La représentation graphique des valeurs de ces paramètres ainsi que de la régression linéaire de cette corrélation sont données ci-dessous. La zone entre pointillés correspond aux erreurs type autour des valeurs de la déviation latérale de la vertèbre apicale prédite par la régression linéaire.

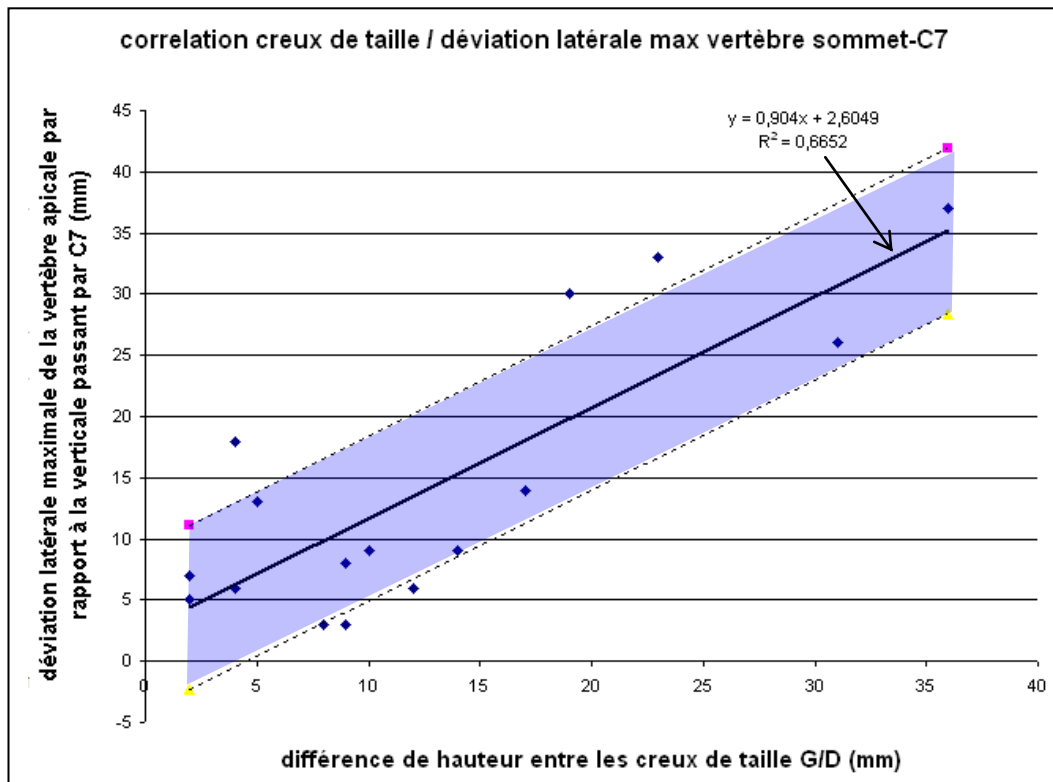


Figure 65. Corrélation entre les creux de taille et la déviation latérale de la vertèbre apicale

2.2.6 Corrélation entre la gibbosité et la rotation axiale maximales

Cette corrélation lie la rotation axiale maximale de la surface du dos (gibbosité) à la rotation axiale maximale de la vertèbre apicale. Cette corrélation a un coefficient de 0.71 et une erreur type de 2.88°.

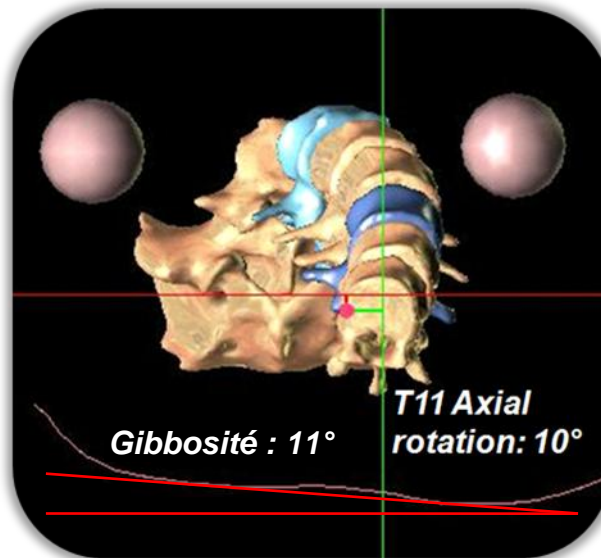


Figure 66. Illustration de l'orientation axiale des vertèbres et de la surface du dos

La représentation graphique des valeurs de ces paramètres ainsi que de la régression linéaire de cette corrélation sont données ci-dessous. La zone entre pointillés correspond aux erreurs type autour des valeurs de la déviation latérale de la vertèbre apicale prédite par la régression linéaire.

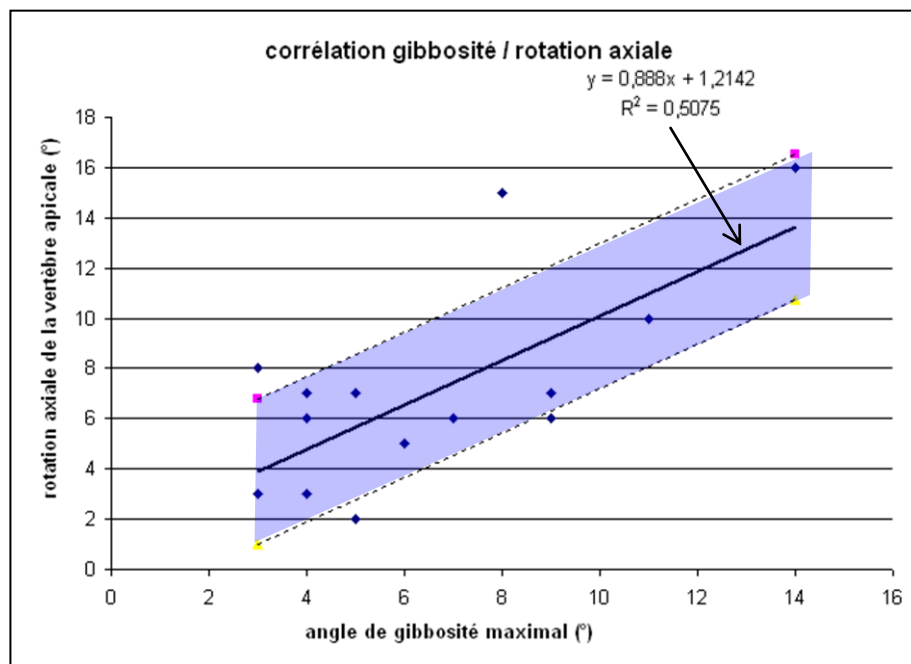


Figure 67. Corrélation entre la gibbosité et la rotation axiale maximales

2.3 Discussion et conclusions sur l'étude statistique

Cette étude sur 16 patients scoliotiques a permis de faire ressortir quelques liens entre des paramètres internes et externes, essentiellement dans le plan frontal (angles de courbures scoliotiques, déviations latérales, rotation latérale...).

Ces liens ont pu confirmer quelques résultats présents dans la littérature : Par exemple, le lien entre l'angle Biomod (courbure frontale de la ligne des épineuses) et l'angle de Cobb ($r = 0.80$) est proche du lien obtenu entre l'angle Quantec (équivalent à l'angle Biomod) et l'angle de Cobb ($r = 0.81$) par Goldberg (Goldberg et al., 2001). Les liens entre les déviations latérales internes et externes ($r = 0.80$, erreur type de 6.73 mm) ainsi qu'entre les rotations axiales maximales vertébrale et de la surface du dos, ou gibbosité, ($r = 0.71$, erreur type de 2.88°) sont à rapprocher des résultats sur ces mêmes paramètres proposés par Hackenberg (Hackenberg and Hierholzer, 2002), qui a obtenu des erreurs de prédiction de 5.8 mm pour les déviations latérales et 4.4° pour les rotations axiales.

Par ailleurs, aucun lien fort entre des paramètres internes et externes dans le plan sagittal n'a pu être mis en évidence, pas même entre les angles de cyphose ou lordose radiographiques et les courbures de cyphose ($r = 0.28$) ou lordose ($r = -0.03$) sur la surface du dos, ou encore entre la pseudo-pente sacrée (inclinaison sagittale de la surface du dos au niveau du sommet du pli interfessier) et la pente sacrée radiographique ($r = 0.07$).

Cette absence de corrélation peut être due au fait que les paramètres externes sont liés à la courbure de la surface du dos de manière globale (normales à la courbe au niveau des points d'inflexion) alors que les paramètres radios se basent sur l'inclinaison de plateaux vertébraux et dépendent donc de la géométrie (locale) des vertèbres ou la pente sacrée. Il pourrait être intéressant de voir s'il existe un lien entre les angles de courbure de cyphose et de lordose basés sur la ligne spinale en interne et la ligne des épineuses en externe (angles entre les normales aux courbes au niveau des points d'inflexion dans le plan sagittal). De plus, l'importance des masses musculaires et/ou graisseuses présentes en particulier en région lombaire doit dépendre de la morphologie des sujets et limiter les liens directs entre le rachis et la surface du dos. Un lien avec l'indice de masse corporelle pourrait donc être recherché.

Cependant, le paramètre de l'analyse sagittale « pourcentage de cyphose / lordose » est corrélé avec un indice de confiance compris entre 0.001 et 0.01 avec plusieurs paramètres du rachis (angle de Cobb maximal, gîte sagittale de T9, rotation vertébrale latérale maximale, déviation latérale de la vertèbre apicale par rapport aux verticales passant par C7 ou le milieu du plateau sacré). Les coefficients de corrélation sont négatifs entre le pourcentage de cyphose et l'angle de Cobb, la rotation vertébrale latérale ou la déviation latérale, ce qui montre que la notion de « dos plat » est un indicateur de l'importance de la scoliose.

Le but de cette étude statistique était, entre autres, de trouver des liens forts entre des paramètres internes et externes qui pourraient être intégrés dans un modèle dynamique de prédiction de la géométrie du rachis à partir de données externes. Une corrélation entre la rotation axiale de la surface du dos et celle de la vertèbre a déjà été intégrée dans le modèle développé au cours de cette thèse (voir chapitre 3 - § 1.1.1.6). La corrélation intégrée dans le modèle diffère cependant légèrement de celle de l'étude statistique, puisqu'elle concerne un lien entre la rotation axiale de chaque vertèbre et l'orientation de la surface du dos au niveau de ces vertèbres, alors que la corrélation issue de l'étude statistique concerne uniquement un lien entre la rotation axiale maximale de la vertèbre apicale et la gibbosité maximale. Au vu des résultats de cette étude statistique, d'autres corrélations pourraient être intégrées au modèle, comme par exemple le lien entre les déviations latérales de la ligne des épineuses et des vertèbres.

De plus, il serait judicieux de poursuivre cette étude, car la population analysée était restreinte (16 patients) et comprenait des patients scoliotiques présentant différentes formes de scoliose idiopathique : simple ou double courbure, avec une courbure principale

thoracique, thoraco-lombaire ou lombaire. Ainsi, l'étendue de cette étude à un grand nombre de patients permettrait de confirmer / infirmer les tendances observées, et permettrait aussi d'étudier s'il existe des liens plus forts entre paramètres au sein de populations présentant le même type de scoliose, par exemple en regroupant les patients selon la classification de Lenke (Lenke et al., 2001) et/ou une classification 3D (Sangole et al., 2009; Stokes et al., 2009).

D'autre part, l'étendue de cette étude, en particulier sur des patients subissant plusieurs acquisitions radiographiques et optiques espacées dans le temps dans le cadre du suivi de leur scoliose, permettrait d'étudier, en plus des relations entre paramètres internes et externes, des relations longitudinales, c'est-à-dire entre l'évolution d'un paramètre interne et l'évolution d'un paramètre externe. Ce type de corrélations pourrait aussi enrichir un modèle dynamique dans l'optique d'un suivi non invasif des scolioses.

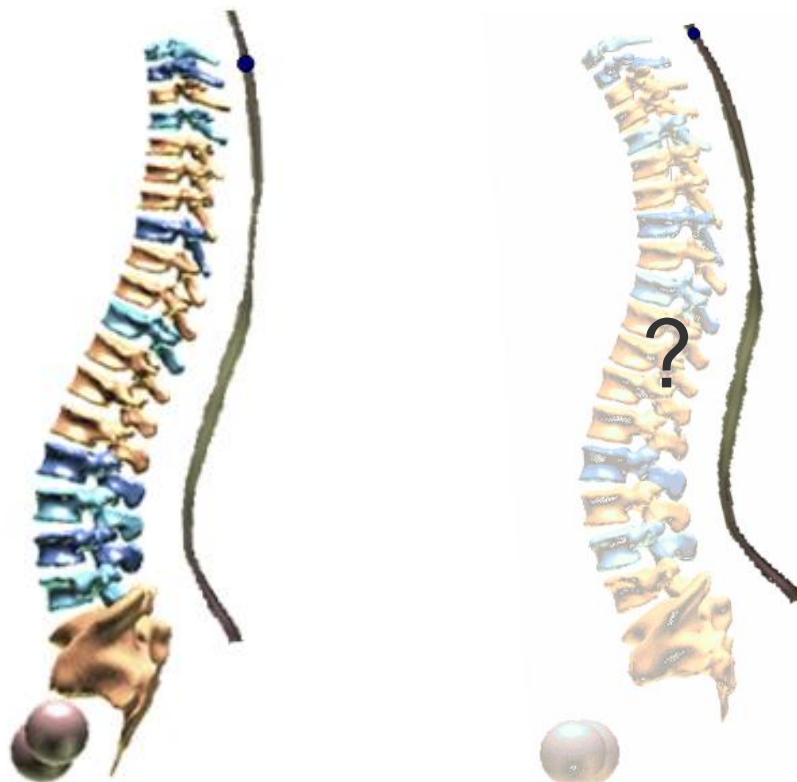
CHAPITRE 3

DEVELOPPEMENT ET VALIDATION D'UN MODELE DE PREDICTION DE LA CONFIGURATION DU RACHIS A PARTIR DE MESURES DE LA SURFACE DU DOS

Le but du modèle mis en place est de prédire la position et l'orientation des vertèbres d'un rachis à un temps $t+1$, connaissant leur position et leur orientation au temps t ainsi que certaines données issues de la surface du dos au temps $t+1$.

Cette approche peut être appliquée à l'analyse du mouvement basée sur des marqueurs cutanés. Dans ce cas, les données issues de la surface du dos peuvent être nombreuses et directement exploitables (comme par exemple un marqueur placé sur chaque épineuse). Mais la difficulté réside alors dans la connaissance de la position et de l'orientation des vertèbres à un temps t initial.

Dans le cadre de cette thèse, cette approche est appliquée à l'étude de la posture du rachis par radiographie et surface du dos. C'est la reconstruction 3D par radiographie bi-planaire qui donne directement la position et l'orientation initiale des vertèbres. Les données issues de la surface du dos seront, par contre, plus complexes à exploiter. Si l'épineuse de C7 peut être identifiée, le reste de la surface du dos est une information géométrique globale dont il faudra extraire des paramètres à mettre en lien avec la position et l'orientation des vertèbres.



Temps initial : configuration du rachis connue, surface du dos connue

Temps final : configuration du rachis inconnue, surface du dos connue

Figure 68. Problématique

1 Développement du modèle

1.1 Mise en place du modèle

1.1.1 Paramètres, contraintes et équations à vérifier

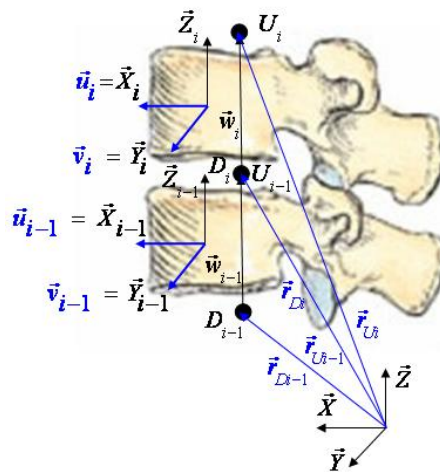


Figure 69. Paramétrage des vertèbres en coordonnées naturelles

1.1.1.1 Paramètres

Le paramétrage choisi utilise les coordonnées naturelles (Garcia de Jalon, 1986; Dumas and Cheze, 2007) définies pour chaque vertèbre i par :

- \vec{u}_i correspondant au vecteur \vec{X}_i du repère local de la vertèbre [Stokes_94], orienté vers l'avant de la vertèbre, exprimé dans le repère global (vecteur 3x1)
- \vec{v}_i correspondant au vecteur \vec{Y}_i du repère local de la vertèbre orienté vers la gauche de la vertèbre, exprimé dans le repère global (vecteur 3x1)
- \vec{r}_{Ui} le vecteur des coordonnées du centre de l'articulation entre la vertèbre i et la vertèbre supérieure ($i+1$), exprimé dans le repère global (vecteur 3x1)
- \vec{r}_{Di} le vecteur des coordonnées du centre de l'articulation entre la vertèbre i et la vertèbre inférieure ($i-1$), exprimé dans le repère global (vecteur 3x1)

Le système comporte ainsi 12 paramètres par vertèbre pour 6 degrés de liberté. Dans le cas où le modèle contient les vertèbres C7 à L5, le vecteur des paramètres noté « \vec{q} » contient 216 paramètres.

Ce paramétrage est bien adapté dans le cas où une modélisation cinématique est mise en œuvre (cinématique inverse, dynamique), car toutes les équations de contraintes, notamment celles décrivant les liaisons mécaniques, deviennent linéaires ou quadratiques, ce qui ne serait pas le cas avec un paramétrage classique faisant intervenir des angles. Les termes des matrices Jacobiennes de ces contraintes sont ainsi constants ou linéaires et la matrice de masse est constante. Cela est lié au fait que les coordonnées d'un point fixe d'une vertèbre (comme par exemple le centre de masse) peuvent être déduites des paramètres de position de la vertèbre par une interpolation linéaire (voir § 1.1.2.3).

1.1.1.2 Contraintes de corps rigides

Le nombre de paramètres est plus important que le nombre de paramètres nécessaires pour décrire la vertèbre dans l'espace, ainsi les paramètres peuvent être reliés entre eux par 6 contraintes traduisant l'indéformabilité des vertèbres. Ces contraintes 'de corps rigides' $\vec{\phi}_{RBi}$ sont les suivantes :

- $\vec{u}_i^2 - 1 = 0$
- $\vec{v}_i^2 - 1 = 0$
- $(\vec{r}_{U_i} - \vec{r}_{D_i})^2 - L_i^2 = 0$
- $\vec{u}_i \cdot \vec{v}_i = 0 = 0$
- $\vec{u}_i \cdot (\vec{r}_{U_i} - \vec{r}_{D_i}) - L_i \cos \beta_i = 0$
- $\vec{v}_i \cdot (\vec{r}_{U_i} - \vec{r}_{D_i}) - L_i \cos \alpha_i = 0$

Equation 7.

L_i , α_i et β_i étant fixes et déterminés lors de la première acquisition.

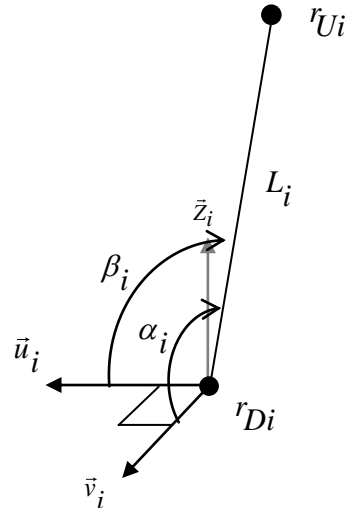


Figure 70. Illustration des contraintes de corps rigide

1.1.1.3 Contraintes cinématiques

Trois contraintes par vertèbre traduisent l'assemblage avec la vertèbre inférieure par une liaison rotule, les centres de rotation des vertèbres D_i et U_{i-1} sont donc confondus. Ces contraintes $\vec{\phi}_{Ki}$ se traduisent de la manière suivante :

- Assemblage L5-sacrum ($i=1$) : le sacrum est fixe dans le repère global :

$$\vec{r}_{D_1} - \vec{r}_{U_0} = \vec{0} \quad \text{Equation 8.}$$

avec \vec{r}_{U_0} fixe dans le sacrum

- Assemblage de L4 à C7 :

$$(\vec{r}_{D_i} - \vec{r}_{U_{i-1}}) = \vec{0} \quad \text{Equation 9.}$$

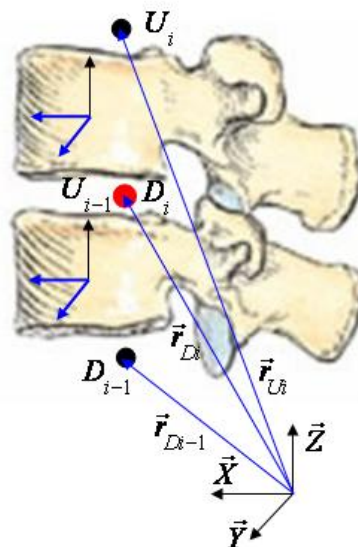


Figure 71. Assemblage de deux vertèbres par une liaison rotule

1.1.1.4 Contraintes motrices

Trois contraintes sur une ou plusieurs vertèbres traduisent le déplacement connu d'un point de la vertèbre (sa projection sur le dos, repérée par un marqueur cutané). Ces contraintes motrices $\vec{\phi}_{Di}$ se traduisent de la manière suivante :

$$(\vec{r}_{Ei} - \vec{r}_{Ei}^*) = \vec{0} \quad \text{Equation 10.}$$

Avec \vec{r}_{Ei} la position 'initiale' connue de l'épineuse dans le repère global

Et \vec{r}_{Ei}^* la position 'objectif' connue de l'épineuse dans le repère global.

\vec{r}_{Ei} est exprimé en fonction des 12 paramètres \vec{u}_i , \vec{v}_i , \vec{r}_{Ui} et \vec{r}_{Di} :

$$\vec{r}_{Ei} = \begin{bmatrix} \mathbf{N}_i^{Ei} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \vec{u}_i \\ \vec{v}_i \\ \vec{r}_{Ui} \\ \vec{r}_{Di} \end{bmatrix} \quad \text{Equation 11.}$$

Ce type d'écriture permet d'exprimer les coordonnées du point dans le repère global à l'aide d'une matrice constante [N] et du vecteur des paramètres.

Dans la suite de ce travail, seul le déplacement de l'épineuse de C7 a été utilisé comme contrainte motrice, car ce point anatomique est repéré à l'aide d'un marqueur dans le protocole d'acquisition de Biomod L.

1.1.1.5 Efforts liés aux raideurs articulaires

Des raideurs articulaires ont été introduites au niveau des articulations intervertébrales afin de prendre en compte les efforts dus aux rotations des vertèbres les unes par rapport aux autres. Les valeurs utilisées sont issues de la littérature (Panjabi et al., 1976; Petit et al., 2004) ; les études correspondantes montraient des couplages entre les rotations latérale et axiale.

Ainsi, les matrices de raideur utilisées dans ce travail se présentent, pour chaque vertèbre, sous la forme suivante :

$$\vec{C}_i^{V_{i-1}} = - \begin{bmatrix} k_{XiXi} & 0 & k_{XiZi} \\ 0 & k_{YiYi} & 0 \\ k_{ZiXi} & 0 & k_{ZiZi} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \theta_{Xi} \\ \theta_{Yi} \\ \theta_{Zi} \end{bmatrix} \quad \text{Equation 12.}$$

Où

- $\vec{\theta}_i$ correspond aux angles de rotation de la vertèbre i par rapport à la vertèbre i-1 dans le déplacement entre les temps t et t+1, selon une séquence d'axes fixes sagittal, axial puis latéral (Panjabi et al., 1976; Oxland et al., 1992; Crawford, 1996; Petit et al., 2004) liés à la vertèbre inférieure. Ces angles peuvent être exprimés en fonction des 12 paramètres (calcul détaillé au §1.1.2.4).
- \vec{C}_i correspond ici aux moments appliqués à la vertèbre i, exprimés dans le repère local de la vertèbre i-1 (puisque les rotations sont interprétées selon une séquence d'axes fixes). Concernant la vertèbre L5, son centre articulaire avec le sacrum est considéré fixe dans repère global.

Les moments calculés seront ensuite exprimés dans le repère global puis pourront être 'convertis en forces généralisées' \vec{F}_i (calcul détaillé au §1.1.2.5).

1.1.1.6 Autres efforts appliqués au modèle : « relations internes-externes »

Afin d'améliorer le modèle, qui comporte peu de contraintes motrices et dont les raideurs intervertébrales ne sont pas personnalisées, on peut prendre en compte des corrélations entre la surface du dos et le rachis (relations internes-externes) en les exprimant sous forme de raideurs impliquant l'application de forces ou moments sur le modèle.

Deux relations internes-externes ont été prises en compte : la distance entre les vertèbres et la surface du dos supposée rester constante, et l'orientation de la surface du dos dans le plan « horizontal » de la vertèbre (gibbosité) étant assimilée à celle de la vertèbre autour de son axe \vec{Z}_i (dans le repère local de la vertèbre décrit au chapitre 1 - §1.1.2.1).

La détermination d'autres relations internes-externes en consolidant l'étude réalisée sur 16 patients dans le cadre de cette thèse pourrait permettre d'introduire des contraintes supplémentaires sur le modèle afin de le rendre plus pertinent.

Distance vertèbre – surface du dos : En position initiale, la projection de la vertèbre sur la ligne des épineuses (point de la ligne des épineuses le plus proche du centre vertébral) est calculée pour chaque vertèbre et la position de chaque projection est déterminée dans le repère de la vertèbre (coordonnées \vec{n}_{Epi}). Ensuite, ces coordonnées \vec{n}_{Epi} permettent de calculer les coordonnées \vec{r}_{Epi} (projection de la vertèbre à chaque instant) dans le repère global. Ces coordonnées sont comparées à celles de la projection de la vertèbre sur la ligne des épineuses en position finale (connue). Une force (\vec{F}_{IE1}) est appliquée sur la vertèbre, modélisant un ressort tendant à « ramener » la projection sur le point de la ligne des épineuses « objectif » :

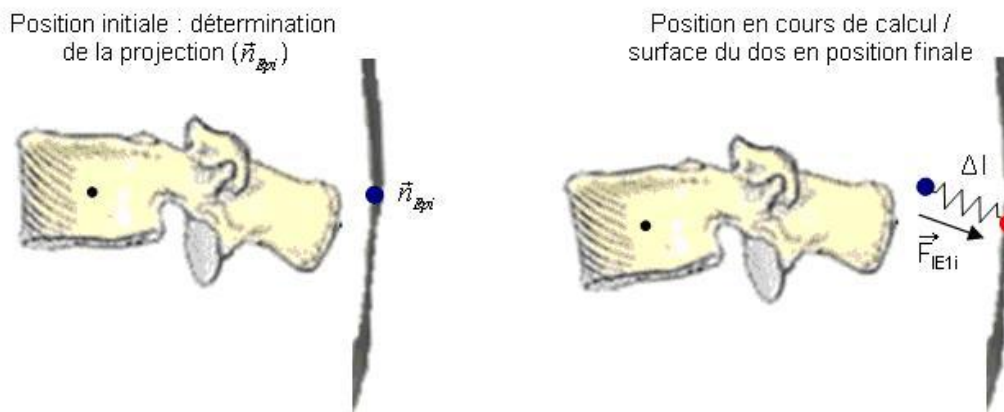


Figure 72. Illustration de la contrainte distance vertèbre – surface du dos

$$\vec{F}_{IE1i} = -k_{IE1i} (\vec{r}_{Epi} - \vec{r}_{Epi}^*) \quad \text{Equation 13.}$$

où k_{IE1i} est une raideur dont la valeur sera définie par la suite et \vec{r}_{Epi}^* la projection de la vertèbre sur la ligne des épineuses en position finale (objectif).

Orientation surface du dos / vertèbre : Pour chaque vertèbre, on définit une coupe de la surface du dos par l'intersection entre cette surface et le plan défini par le centre de la vertèbre (\vec{r}_{Ci} , défini en position initiale), l'axe \vec{X}_i du repère local de la vertèbre et l'axe \vec{Y} du repère global dans le cas particulier d'un mouvement de flexion, ou les axes \vec{X}_i et \vec{Y}_i du repère local de la vertèbre dans un cas général. On définit un angle de gibbosité entre la tangente à la surface du dos et le vecteur \vec{Y} du repère global. On applique alors un moment autour de l'axe \vec{Z}_i de la vertèbre pour faire coïncider l'orientation de la vertèbre avec l'angle de gibbosité.

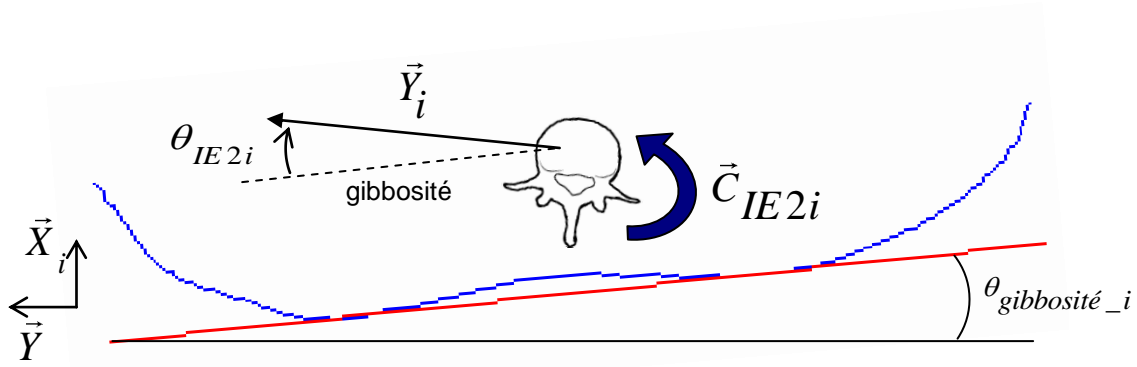


Figure 73. Illustration de la contrainte orientation surface du dos / vertèbre

$$\vec{C}_{IE2i} = -k_{IE2i} \theta_{IE2i} \cdot \vec{Z}_i \quad \text{Equation 14.}$$

où \vec{C}_{IE2i} est le moment induit par le ressort de torsion dans le repère local de la vertèbre, k_{IE2i} est une raideur de torsion dont la valeur sera définie par la suite, et avec $\theta_{IE2i} = \theta_{\text{vertèbre}_i} - \theta_{\text{gibbosité}_i}$

Ce moment est ensuite exprimé dans le repère global puis « converti » en effort généralisé (\vec{F}_{IE2}) dans le repère global (calcul détaillé au §1.1.2.5).

1.1.1.7 Equations de la dynamique

Les équations de la dynamique ont la forme suivante :

$$\begin{cases} \vec{\phi} = \vec{0} \\ [M] \ddot{\vec{q}} + [K]^T \vec{\lambda} = \vec{Q} \end{cases} \quad \text{Equation 15.}$$

Où :

- $\vec{\phi}$ est le vecteur des contraintes global (ensemble des contraintes de corps rigide, cinématiques et motrices pour toutes les vertèbres)
- $[M]$ est la matrice des masses (calcul détaillé en Annexe 1)
- $\ddot{\vec{q}}$ est le vecteur des accélérations des paramètres \vec{q}
- $[K]$ est la matrice Jacobienne du vecteur des contraintes
- $\vec{\lambda}$ est le vecteur des multiplicateurs de Lagrange (inconnus)
- \vec{Q} est le vecteur des efforts généralisés, c'est-à-dire la somme des différents efforts : issus des raideurs articulaires (\vec{F}), des relations internes-externes ($\vec{F}_{IE1}, \vec{F}_{IE2}$).

A l'équilibre statique, les paramètres doivent respecter les équations suivantes :

$$\begin{cases} [K]^T \vec{\lambda} - \vec{Q} = \vec{0} \\ \vec{\phi} = \vec{0} \end{cases} \quad \text{Equation 16.}$$

L'énergie potentielle du système est alors minimale.

1.1.1.8 Résumé

Le tableau ci-dessous récapitule l'ensemble des données et des équations présentées dans les chapitres précédents qui seront utilisées pour la détermination de la configuration du rachis dans la position finale.

Quelques indices nécessitent d'être définis afin de simplifier l'écriture des équations :

- i : indice de la vertèbre
- n_v : nombre de vertèbres
- n : nombre de paramètres : n = 12*n_v
- n_{ci} : nombre de contraintes par vertèbre
- m : nombre de contraintes total

Inconnues			
Paramètres		Multiplicateurs de Lagrange	
$\vec{q}_i = \begin{vmatrix} \vec{u}_i \\ \vec{v}_i \\ \vec{r}_{Ui} \\ \vec{r}_{Di} \end{vmatrix}$	$\vec{q}_i = \begin{vmatrix} \vec{u}_i \\ \vec{v}_i \\ \vec{r}_{Ui} \\ \vec{r}_{Di} \end{vmatrix}$	$\vec{q}_i = \begin{vmatrix} \vec{u}_i \\ \vec{v}_i \\ \vec{r}_{Ui} \\ \vec{r}_{Di} \end{vmatrix} \quad (12 \times 1)$	$\vec{\lambda} = \begin{vmatrix} \vec{\lambda}_1 \\ \vec{\lambda}_2 \\ \vdots \\ \vec{\lambda}_m \end{vmatrix} \quad (m \times 1)$
$\vec{q} = \begin{vmatrix} \vec{q}_1 \\ \vec{q}_2 \\ \vdots \\ \vec{q}_{n_v} \end{vmatrix}$	$\vec{q} = \begin{vmatrix} \vec{q}_1 \\ \vec{q}_2 \\ \vdots \\ \vec{q}_{n_v} \end{vmatrix}$	$\vec{q} = \begin{vmatrix} \vec{q}_1 \\ \vec{q}_2 \\ \vdots \\ \vec{q}_{n_v} \end{vmatrix} \quad (n \times 1)$	
Contraintes			
Contraintes de corps rigide	Contraintes cinématiques	Contraintes motrices	Vecteur contrainte global
$\vec{\phi}_{rbi} = \begin{vmatrix} \vec{u}_i^2 - 1 \\ \vec{v}_i^2 - 1 \\ (\vec{r}_{Ui} - \vec{r}_{Di})^2 - L_i^2 \\ \vec{u}_i \cdot \vec{v}_i \\ \vec{u}_i \cdot (\vec{r}_{Ui} - \vec{r}_{Di}) - L_i \cos \beta_i \\ \vec{v}_i \cdot (\vec{r}_{Ui} - \vec{r}_{Di}) - L_i \cos \alpha_i \end{vmatrix} \quad (6 \times 1 \text{ par vertèbre})$	$\vec{\phi}_{ki} = \vec{r}_{Di} - \vec{r}_{Ui-1} \quad (3 \times 1 \text{ par vertèbre})$	$\vec{\phi}_{di} = \vec{r}_{Ei} - \vec{r}_{Ei}^* \quad (3 \times 1 \text{ par vertèbre} \text{ contrainte} \Rightarrow 3 \text{ si seule C7 est contrainte})$	$\vec{\phi} = \begin{vmatrix} \vec{\phi}_{rb1} \\ \vec{\phi}_{rb2} \\ \vdots \\ \vec{\phi}_{rbn_v} \\ \vec{\phi}_{k1} \\ \vec{\phi}_{k2} \\ \vdots \\ \vec{\phi}_{kn_v} \\ \vec{\phi}_{d1}^{(*)} \\ \vdots \\ \vec{\phi}_{dmv}^{(*)} \end{vmatrix}$ <p style="text-align: right;">* : si la contrainte existe</p>
Equations à vérifier			
Respect des contraintes	Equations de la dynamique		
$\begin{cases} \vec{\phi}_{rbi} = \vec{0} \\ \vec{\phi}_{ki} = \vec{0} \\ \vec{\phi}_{di} = \vec{0} \end{cases} \quad \Leftrightarrow \quad \vec{\phi} = \vec{0}$	$[M] \vec{\ddot{q}} + [K]^T \vec{\lambda} = \vec{Q}$		

Tableau 15. Récapitulatif des données utilisées pour la mise en place du modèle

1.1.2 Mise en place des équations

Les données d'entrée connues sont : \vec{q}_0 , \vec{r}_{Ci0} (positions des centres vertébraux), \vec{r}_{Ei0} (position des projections des vertèbres sur la ligne des épineuses) au temps t, la matrice de raideurs intervertébrales, la matrice de masse [M] dont la détermination est présentée en Annexe 1, ainsi que les données liées à la surface du dos.

1.1.2.1 Calcul des paramètres vertébraux L_i , α_i et β_i

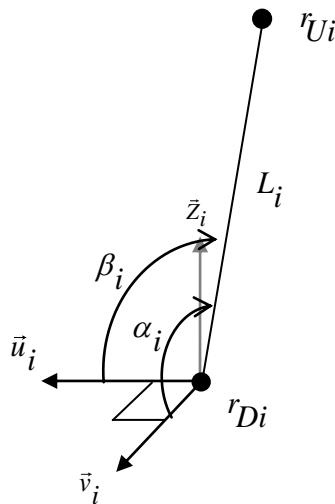


Figure 74. Illustration des paramètres de corps rigides liant les paramètres de coordonnées naturelles

L_i , α_i et β_i sont des termes permettant d'exprimer l'indéformabilité des vertèbres. Ils dépendent uniquement de la géométrie des vertèbres et sont donc constants dans le temps. Ils sont déterminés à partir des paramètres q_0 connus en position initiale.

- $L_i = \sqrt{(\vec{r}_{Ui0} - \vec{r}_{Di0})^2}$
- $\alpha_i = \arccos\left(\frac{\vec{v}_{i0} \cdot (\vec{r}_{Ui0} - \vec{r}_{Di0})}{L_i}\right)$
- $\beta_i = \arccos\left(\frac{\vec{u}_{i0} \cdot (\vec{r}_{Ui0} - \vec{r}_{Di0})}{L_i}\right)$

Equation 17.

1.1.2.2 Expression des matrices de changement de base

Tout au long des étapes de calcul permettant d'aboutir à la configuration du rachis dans la position finale, plusieurs repères sont utilisés et plusieurs matrices de changement de base doivent être définies. Les repères utilisés sont les suivants :

Repère global R_G (O , \vec{X} , \vec{Y} , \vec{Z}), orthonormé, décrit au chapitre 1 - §1.1.2.4

Repère local de chaque vertèbre i R_{Vi} (C_i , \vec{X}_i , \vec{Y}_i , \vec{Z}_i), orthonormé, décrit au chapitre 1 - §1.1.2.1

Repère vertébral non-orthonormé décrit par les paramètres de la vertèbre R_{Ni} (D_i , \vec{u}_i , \vec{v}_i , \vec{w}_i), où $\vec{w}_i = \vec{r}_{Ui} - \vec{r}_{Di}$.

Les matrices permettant de passer d'une base à l'autre sont décrites ci-dessous :

- Matrice $R_{G \rightarrow Vi}$ de passage de la base du repère global $(\vec{X}, \vec{Y}, \vec{Z})$ vers la base du repère local vertébral orthonormé $(\vec{X}_i, \vec{Y}_i, \vec{Z}_i)$:

$$[R_{G \rightarrow Vi}] = \left[\begin{array}{c} \left(\begin{array}{c} \vec{X}_i \\ \vec{Y}_i \\ \vec{Z}_i \end{array} \right) \end{array} \right]_{R_G} \quad \text{Equation 18.}$$

- Pseudo-matrice B_i^S de passage de la base du repère local vertébral $(\vec{X}_i, \vec{Y}_i, \vec{Z}_i)$ vers la base non-orthonormée $(\vec{u}_i, \vec{v}_i, \vec{w}_i)$ de la vertèbre i :

$$[B_i^S] = \left[\begin{array}{c} \left(\begin{array}{c} \vec{u}_i \\ \vec{v}_i \\ \vec{w}_i \end{array} \right) \end{array} \right]_{R_{Vi}} \quad \text{Equation 19.}$$

Par définition, on a :

$$\vec{u}_i = \vec{X}_i$$

$$\vec{v}_i = \vec{Y}_i$$

$$\vec{w}_i \cdot \vec{X}_i = (\vec{r}_{Ui} - \vec{r}_{Di}) \cdot \vec{u}_i = L_i \cos \beta_i$$

$$\vec{w}_i \cdot \vec{Y}_i = (\vec{r}_{Ui} - \vec{r}_{Di}) \cdot \vec{v}_i = L_i \cos \alpha_i$$

$$\vec{w}_i^2 = L_i^2 \Leftrightarrow (\vec{w}_i \cdot \vec{Z}_i)^2 = L_i^2 - ((\vec{r}_{Ui} - \vec{r}_{Di}) \cdot \vec{X}_i)^2 - ((\vec{r}_{Ui} - \vec{r}_{Di}) \cdot \vec{Y}_i)^2 = L_i^2 - L_i^2 (\cos^2 \beta_i + \cos^2 \alpha_i)$$

$$\Leftrightarrow \vec{w}_i \cdot \vec{Z}_i = L_i \sqrt{1 - (\cos^2 \beta_i + \cos^2 \alpha_i)}$$

On obtient donc :

$$[B_i^S] = \left[\begin{array}{ccc} 1 & 0 & L_i \cos \beta_i \\ 0 & 1 & L_i \cos \alpha_i \\ 0 & 0 & L_i \sqrt{1 - (\cos^2 \beta_i + \cos^2 \alpha_i)} \end{array} \right]_{R_{Vi}} \quad \text{Equation 20.}$$

1.1.2.3 Calcul des coordonnées n_{Pi} d'un point P_i dans le repère non orthonormé d'une vertèbre

Le calcul des coordonnées dans le repère non-orthonormé $(D_i, \vec{u}_i, \vec{v}_i, \vec{w}_i)$ est différent selon que le point de la vertèbre i dont on cherche les coordonnées est connu dans le repère global $(O, \vec{X}, \vec{Y}, \vec{Z})$ ou le repère local $(D_i, \vec{X}_i, \vec{Y}_i, \vec{Z}_i)$.

Par exemple, dans le cas du centre de masse G_i dont les coordonnées \vec{r}_{Gi}^{Vi} sont connues dans le repère local $(D_i, \vec{X}_i, \vec{Y}_i, \vec{Z}_i)$, le calcul des coordonnées dans le repère non-orthonormé se fait par la pseudo-matrice de passage $[B_i^S]$:

$$\vec{n}_{Gi} = \begin{bmatrix} (n^{Gi})_u \\ (n^{Gi})_v \\ (n^{Gi})_w \end{bmatrix} = [\mathbf{B}_i^s]^{-1} \vec{r}_{Gi}^{Vi} \quad \text{Equation 21.}$$

Dans le cas de l'épineuse E_i dont les coordonnées \vec{r}_{Ei}^G (aussi notées par défaut \vec{r}_{Ei}) sont connues dans le repère global (O, \vec{X} , \vec{Y} , \vec{Z}) (position mesurée sur la surface du dos), le calcul des coordonnées dans le repère non-orthonormé se fait par une formule de projection non-orthogonale, d'après (Cheze, 2000; Desroches, 2010) :

$$\vec{r}_{Ei} - \vec{r}_{Di} = \underbrace{\frac{(\vec{v}_i \times \vec{w}_i) \cdot (\vec{r}_{Ei} - \vec{r}_{Di})}{(\vec{u}_i \times \vec{v}_i) \cdot \vec{w}_i}}_{(n^{Ei})_u} \vec{u}_i + \underbrace{\frac{(\vec{w}_i \times \vec{u}_i) \cdot (\vec{r}_{Ei} - \vec{r}_{Di})}{(\vec{u}_i \times \vec{v}_i) \cdot \vec{w}_i}}_{(n^{Ei})_v} \vec{v}_i + \underbrace{\frac{(\vec{u}_i \times \vec{v}_i) \cdot (\vec{r}_{Ei} - \vec{r}_{Di})}{(\vec{u}_i \times \vec{v}_i) \cdot \vec{w}_i}}_{(n^{Ei})_w} \vec{w}_i \quad \text{Equation 22.}$$

1.1.2.4 Détermination de la rotation de la vertèbre i par rapport à la vertèbre $i-1$ dans le mouvement du temps t au temps $t+1$

Le but de ce chapitre est de détailler la détermination des angles de rotation entre deux vertèbres consécutives lors de leur mouvement relatif entre les temps t et $t+1$.

- Calcul de la matrice de rotation de la vertèbre i par rapport à la vertèbre $i-1$ dans le mouvement relatif du temps t au temps $t+1$, connaissant les paramètres u , v et w pour les deux vertèbres V_{i-1} et V_i aux temps t et $t+1$.

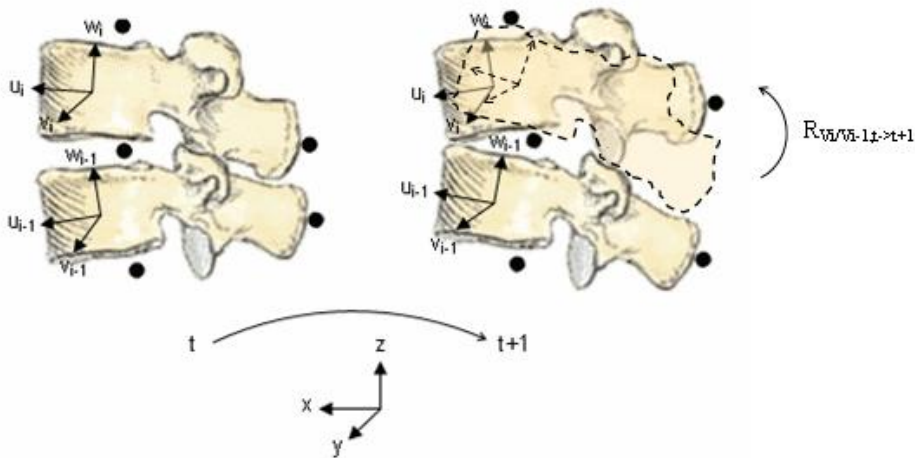


Figure 75. Illustration de la rotation d'une vertèbre i par rapport à sa vertèbre inférieure $i-1$ dans le mouvement relatif du temps t au temps $t+1$

En pointillés est schématisée la position de la vertèbre supérieure V_i si celle-ci n'avait pas eu de mouvement relatif par rapport à la vertèbre inférieure V_{i-1} .

La matrice de rotation permettant de déterminer le changement d'orientation de la vertèbre i par rapport à la vertèbre $i-1$ dans le mouvement du temps t au temps $t+1$ correspond donc à la matrice de rotation faisant passer de la vertèbre en pointillés V' à la vertèbre supérieure au temps $t+1$ ($V_{i,t+1}$). Celle-ci s'écrit :

$$\begin{aligned} [R] &= [R_{V_i/V_{i-1}, t \rightarrow t+1}] = [R_{V', t+1 \rightarrow V_i, t+1}] \\ \Rightarrow [R] &= [R_{V', t+1 \rightarrow V_{i-1}, t+1}] [R_{V_{i-1}, t+1 \rightarrow V_i, t+1}] \end{aligned} \quad \text{Equation 23.}$$

Or $[R_{V',t+1 \rightarrow V_{i-1},t+1}] = [R_{V_i,t \rightarrow V_{i-1},t}]$ puisque V' correspond à la position de la vertèbre supérieure V_i au temps $t+1$ si celle-ci n'avait pas eu de mouvement relatif par rapport à la vertèbre inférieure V_{i-1} . On obtient donc :

$$[R] = [R_{V_i,t \rightarrow V_{i-1},t}] [R_{V_{i-1},t+1 \rightarrow V_i,t+1}]$$

avec $[R_{V_i,t \rightarrow V_{i-1},t}] = [R_{V_i,t \rightarrow G}] [R_{G \rightarrow V_{i-1},t}]$ et $[R_{V_{i-1},t+1 \rightarrow V_i,t+1}] = [R_{V_{i-1},t+1 \rightarrow G}] [R_{G \rightarrow V_i,t+1}]$

On en déduit :

$$[R] = [R_{G \rightarrow V_i,t}]^T [R_{G \rightarrow V_{i-1},t}] [R_{G \rightarrow V_{i-1},t+1}]^T [R_{G \rightarrow V_i,t+1}] \quad \text{Equation 24.}$$

La base d'expression est ici celle de la vertèbre V' . Pour pouvoir utiliser les données de la littérature en ce qui concerne les raideurs, nous souhaitons exprimer cette rotation dans la base de la vertèbre inférieure, V_{i-1} . Pour cela, il suffit d'écrire :

$$[R_{V/V_{i-1}}] = [R_{V_{i-1} \rightarrow V'}] [R] [R_{V_{i-1} \rightarrow V'}]^T \quad (\text{au temps } t+1) \quad \text{Equation 25.}$$

- Détermination des angles de rotation selon une séquence de rotations autour d'axes fixes, à partir d'une matrice de rotation connue.

La séquence de rotations choisie consiste en une séquence de 3 rotations successives autour de 3 axes fixes \vec{X}_{i-1} , \vec{Y}_{i-1} , \vec{Z}_{i-1} dans l'ordre suivant :

Rotation Sagittale (autour de l'axe \vec{Y}_{i-1}) d'un angle θ_{Y_i} ,

Rotation Axiale (autour de l'axe \vec{Z}_{i-1}) d'un angle θ_{Z_i} ,

Rotation Latérale (autour de l'axe \vec{X}_{i-1}) d'un angle θ_{X_i} .

Les 3 matrices de rotation élémentaires correspondantes sont les suivantes :

$$[R_S] = \begin{bmatrix} \cos \theta_{Y_i} & 0 & \sin \theta_{Y_i} \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin \theta_{Y_i} & 0 & \cos \theta_{Y_i} \end{bmatrix} \quad [R_A] = \begin{bmatrix} \cos \theta_{Z_i} & -\sin \theta_{Z_i} & 0 \\ \sin \theta_{Z_i} & \cos \theta_{Z_i} & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad [R_L] = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \theta_{X_i} & -\sin \theta_{X_i} \\ 0 & \sin \theta_{X_i} & \cos \theta_{X_i} \end{bmatrix}$$

On obtient donc, pour une séquence d'axes fixes sagittal, axial puis latéral :

$$[R_{V/V_{i-1}}] = [R_L] [R_A] [R_S]$$

$$[R_{V/V_{i-1}}] = \begin{bmatrix} \cos \theta_{Y_i} \cos \theta_{Z_i} & -\sin \theta_{Z_i} & \sin \theta_{Y_i} \cos \theta_{Z_i} \\ \cos \theta_{Y_i} \sin \theta_{Z_i} \cos \theta_{X_i} + \sin \theta_{Y_i} \sin \theta_{X_i} & \cos \theta_{Z_i} \cos \theta_{X_i} & \sin \theta_{Y_i} \sin \theta_{Z_i} \cos \theta_{X_i} - \cos \theta_{Y_i} \sin \theta_{X_i} \\ \cos \theta_{Y_i} \sin \theta_{Z_i} \sin \theta_{X_i} - \sin \theta_{Y_i} \cos \theta_{X_i} & \cos \theta_{Z_i} \sin \theta_{X_i} & \sin \theta_{Y_i} \sin \theta_{Z_i} \sin \theta_{X_i} + \cos \theta_{Y_i} \cos \theta_{X_i} \end{bmatrix}$$

Equation 26.

Or la matrice de rotation est connue (détermination décrite dans le paragraphe précédent) et s'écrit sous la forme :

$$[R_{V/V_{i-1}}] = \begin{bmatrix} R_{11} & R_{12} & R_{13} \\ R_{21} & R_{22} & R_{23} \\ R_{31} & R_{32} & R_{33} \end{bmatrix} \quad \text{Equation 27.}$$

On obtient donc par identification de l'Equation 26 et de l'Equation 27 :

$$\left\{ \begin{array}{l} \theta_{X_i} = \arctan\left(\frac{R_{32}}{R_{22}}\right) \\ \theta_{Y_i} = \arctan\left(\frac{R_{13}}{R_{11}}\right) \\ \theta_{Z_i} = \arcsin(-R_{12}) \end{array} \right. \quad \text{Equation 28.}$$

Remarque : il existe une indétermination de calcul lorsque l'un des angles θ_{X_i} , θ_{Y_i} ou θ_{Z_i} est proche de +/- $\pi/2$.

1.1.2.5 Calcul des efforts généralisés

Le vecteur \vec{Q} des efforts généralisés comprend l'ensemble des efforts (dus aux raideurs articulaires, aux contraintes internes – externes) appliqués sur toutes les vertèbres.

Concernant le modèle développé, les efforts appliqués sur chaque vertèbre sont les suivants :

- Le moment induit par le mouvement relatif de la vertèbre supérieure
- Le moment induit par le mouvement relatif de la vertèbre inférieure
- La force induite par la contrainte interne – externe « distance vertèbre – surface du dos »
- Le moment induit par la contrainte interne – externe « orientation vertèbre– surface du dos »

Les moments devront être « convertis » en forces afin de pouvoir être sommés et d'obtenir un unique vecteur des efforts généralisés.

Remarque : L'effort dû à la gravité n'a pas été pris en compte.

Les calculs ci-dessous détaillent la méthode permettant de déterminer les efforts dus aux mouvements des vertèbres, en fonction des raideurs articulaires et des rotations des vertèbres.

- Calcul des moments articulaires :

Le moment induit par la vertèbre V_{i+1} sur la vertèbre V_i exprimé dans le repère local de la vertèbre i au temps $t+1$ est le suivant :

$$\vec{C}_{V_{i+1}/V_i}^{V_i} = \begin{bmatrix} k_{X_{i+1}X_{i+1}} & 0 & k_{X_{i+1}Z_{i+1}} \\ 0 & k_{Y_{i+1}Y_{i+1}} & 0 \\ k_{Z_{i+1}X_{i+1}} & 0 & k_{Z_{i+1}Z_{i+1}} \end{bmatrix}_{V_{i+1}/V_i} \begin{vmatrix} \theta_{X_{i+1}} \\ \theta_{Y_{i+1}} \\ \theta_{Z_{i+1}} \end{vmatrix}_{V_{i+1}/V_i} \quad \text{Equation 29.}$$

Le moment induit par la vertèbre V_{i-1} sur la vertèbre V_i exprimé dans le repère local de la vertèbre $i-1$ au temps $t+1$ est le suivant :

$$\vec{C}_{V_{i-1}/V_i}^{V_{i-1}} = - \begin{bmatrix} k_{X_iX_i} & 0 & k_{X_iZ_i} \\ 0 & k_{Y_iY_i} & 0 \\ k_{Z_iX_i} & 0 & k_{Z_iZ_i} \end{bmatrix}_{V_i/V_{i-1}} \begin{vmatrix} \theta_{X_i} \\ \theta_{Y_i} \\ \theta_{Z_i} \end{vmatrix}_{V_i/V_{i-1}} \quad \text{Equation 30.}$$

Le moment résultant sur la vertèbre V_i exprimé dans le repère global au temps $t+1$ est le suivant :

$$\vec{C}_i^G = [R_{G \rightarrow Vi}] \vec{C}_{V_{i+1}/V_i}^{Vi} + [R_{G \rightarrow Vi-1}] \vec{C}_{V_{i-1}/V_i}^{Vi-1} \quad \text{Equation 31.}$$

- Conversion des moments en efforts

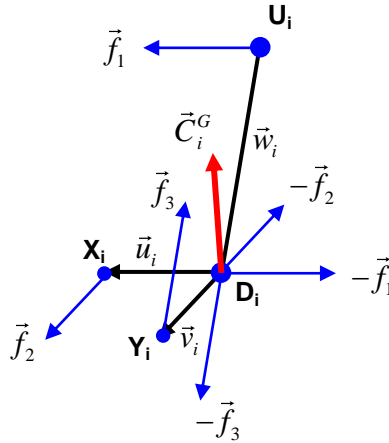


Figure 76. Illustration de la « conversion » des moments en efforts

Il existe, comme schématisé sur la Figure 76, un ensemble de forces $\vec{f}_1 = f_1 \vec{u}_i$, $\vec{f}_2 = f_2 \vec{v}_i$ et $\vec{f}_3 = f_3 \vec{w}_i$ qui engendrent en D_i un moment équivalent à \vec{C}_i^G et une force résultante nulle. Ces forces sont appliquées en U_i (\vec{f}_1), X_i (\vec{f}_2), Y_i (\vec{f}_3) et D_i ($-\vec{f}_1, -\vec{f}_2, -\vec{f}_3$). On a alors :

$$\vec{C}_i^G = \underbrace{\begin{bmatrix} \vec{w}_i \times \vec{u}_i & \vec{u}_i \times \vec{v}_i & \vec{v}_i \times \vec{w}_i \end{bmatrix}}_{[B_i^*]} \begin{bmatrix} f_1 \\ f_2 \\ f_3 \end{bmatrix}$$

$$\Rightarrow \begin{bmatrix} f_1 \\ f_2 \\ f_3 \end{bmatrix} = [B_i^*]^{-1} \vec{C}_i^G \quad \text{Equation 32.}$$

D'autre part, à chaque force appliquée en un point P correspond un effort généralisé s'exprimant par le produit de la transposée de la matrice d'interpolation de ce point (définie au §1.1.2.3) et de la force.

Les efforts généralisés dus aux mouvements relatifs des vertèbres s'écrivent alors pour chaque vertèbre :

$$\vec{F}_i = [N_i^{U_i}]^T f_1 \vec{u}_i + [N_i^{X_i}]^T f_2 \vec{v}_i + [N_i^{Y_i}]^T f_3 \vec{w}_i + [N_i^{D_i}]^T (-f_1 \vec{u}_i - f_2 \vec{v}_i - f_3 \vec{w}_i) \quad \text{Equation 33.}$$

$$\text{Avec } [N_i^{X_i}]^T = \begin{bmatrix} [E_{3 \times 3}] \\ [0_{3 \times 3}] \\ [0_{3 \times 3}] \\ [E_{3 \times 3}] \end{bmatrix} \quad [N_i^{Y_i}]^T = \begin{bmatrix} [0_{3 \times 3}] \\ [E_{3 \times 3}] \\ [0_{3 \times 3}] \\ [E_{3 \times 3}] \end{bmatrix} \quad [N_i^{U_i}]^T = \begin{bmatrix} [0_{3 \times 3}] \\ [0_{3 \times 3}] \\ [E_{3 \times 3}] \\ [0_{3 \times 3}] \end{bmatrix} \quad [N_i^{D_i}]^T = \begin{bmatrix} [0_{3 \times 3}] \\ [0_{3 \times 3}] \\ [0_{3 \times 3}] \\ [E_{3 \times 3}] \end{bmatrix}$$

$$\Rightarrow \vec{F}_i = \begin{bmatrix} \vec{0}_{3 \times 1} & \vec{v}_i & \vec{0}_{3 \times 1} \\ \vec{0}_{3 \times 1} & \vec{0}_{3 \times 1} & \vec{w}_i \\ \vec{u}_i & \vec{0}_{3 \times 1} & \vec{0}_{3 \times 1} \\ -\vec{u}_i & \vec{0}_{3 \times 1} & \vec{0}_{3 \times 1} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} f_1 \\ f_2 \\ f_3 \end{bmatrix} \quad \text{Equation 34.}$$

Or l'Equation 32 permet d'exprimer f_1 , f_2 et f_3 en fonction de données connues (paramètres, moments articulaires) ; ainsi on peut exprimer les efforts généralisés dus aux moments articulaires de la manière suivante :

$$\vec{F}_i = \begin{bmatrix} \vec{0}_{3 \times 1} & \vec{v}_i & \vec{0}_{3 \times 1} \\ \vec{0}_{3 \times 1} & \vec{0}_{3 \times 1} & \vec{w}_i \\ \vec{u}_i & \vec{0}_{3 \times 1} & \vec{0}_{3 \times 1} \\ -\vec{u}_i & \vec{0}_{3 \times 1} & \vec{0}_{3 \times 1} \end{bmatrix} [B_i^*]^{-1} \vec{C}_i^G \quad \text{Equation 35.}$$

- efforts issus des contraintes internes – externes :

La même méthodologie est utilisée pour déterminer les efforts \vec{F}_{IE2i} issus des contraintes internes – externes « orientation vertèbres / surface du dos » pour chaque vertèbre.

Concernant les efforts \vec{F}_{IE1i} issus des contraintes internes – externes « distance vertèbres / surface du dos », l'intensité et la direction de la force ont été déterminées à l'aide des raideurs linéaires des ressorts, et les points d'applications sont connus, il s'agit de la projection des vertèbres sur la ligne des épineuses. Il suffit donc d'écrire les efforts généralisés à l'aide de la matrice d'interpolation de chaque épineuse :

$$\vec{F}_{IE1i} = [N_i^{Ei}]^T \vec{f}_{ressort} \quad \text{Equation 36.}$$

- Expression du vecteur global des efforts généralisés :

Pour chaque vertèbre, le vecteur des efforts généralisés est la somme des efforts dus aux raideurs articulaires et aux contraintes internes – externes :

$$\vec{Q}_i = \vec{F}_i + \vec{F}_{IE1i} + \vec{F}_{IE2i} \quad \text{Equation 37.}$$

Le vecteur global des efforts généralisés, sur l'ensemble des vertèbres, s'écrit enfin comme la concaténation des efforts généralisés pour chaque vertèbre :

$$Q = \begin{bmatrix} Q_1 \\ Q_2 \\ \vdots \\ Q_{Nv} \end{bmatrix} \quad \text{Equation 38.}$$

1.1.2.6 Calcul de la matrice Jacobienne des contraintes et de sa dérivée

Le vecteur global des contraintes s'écrit :

$$\vec{\phi} = \begin{pmatrix} \vec{\phi}_{rb1} \\ \vec{\phi}_{rb2} \\ \vdots \\ \vec{\phi}_{rbnv} \\ \vec{\phi}_{k1} \\ \vec{\phi}_{k2} \\ \vdots \\ \vec{\phi}_{knv} \\ \vec{\phi}_{d1}^{(*)} \\ \vec{\phi}_{d2}^{(*)} \\ \vdots \\ \vec{\phi}_{dmv}^{(*)} \end{pmatrix} \quad \text{Equation 39.}$$

(*) : $\vec{\phi}_{di}$ n'existe que si une contrainte motrice est appliquée à la vertèbre i.

$$\text{Avec } \vec{\phi}_{rbi} = \begin{pmatrix} \vec{u}_i^2 - 1 \\ \vec{v}_i^2 - 1 \\ (\vec{r}_{Ui} - \vec{r}_{Di})^2 - L_i^2 \\ \vec{u}_i \cdot \vec{v}_i \\ \vec{u}_i \cdot (\vec{r}_{Ui} - \vec{r}_{Di}) - L_i \cos \beta_i \\ \vec{v}_i \cdot (\vec{r}_{Ui} - \vec{r}_{Di}) - L_i \cos \alpha_i \end{pmatrix}, \quad \vec{\phi}_{ki} = \vec{r}_{Di} - \vec{r}_{Ui-1} \text{ et } \vec{\phi}_{di} = \vec{r}_{Ei} - \vec{r}_{Ei}^*$$

La matrice Jacobienne des contraintes s'écrit de la manière suivante pour une vertèbre i quelconque sur laquelle une contrainte motrice est appliquée :

$$[K_i]^T = \begin{matrix} & rb1_i & rb2_i & rb3_i & rb4_i & rb5_i & rb6_i & k_i(\times 3) & d_i(\times 3) \\ \partial / \partial \vec{u}_i & 2\vec{u}_i & \vec{0}_{3 \times 1} & \vec{0}_{3 \times 1} & \vec{v}_i & \vec{r}_{Ui} - \vec{r}_{Di} & \vec{0}_{3 \times 1} & [0_{3 \times 3}] & n_1^{Ei} [E_{3 \times 3}] \\ \partial / \partial \vec{v}_i & \vec{0}_{3 \times 1} & 2\vec{v}_i & \vec{0}_{3 \times 1} & \vec{u}_i & \vec{0}_{3 \times 1} & \vec{r}_{Ui} - \vec{r}_{Di} & [0_{3 \times 3}] & n_2^{Ei} [E_{3 \times 3}] \\ \partial / \partial \vec{r}_{Ui} & \vec{0}_{3 \times 1} & \vec{0}_{3 \times 1} & 2(\vec{r}_{Ui} - \vec{r}_{Di}) & \vec{0}_{3 \times 1} & \vec{u}_i & \vec{v}_i & [-E_{3 \times 3}^*] & n_3^{Ei} [E_{3 \times 3}] \\ \partial / \partial \vec{r}_{Di} & \vec{0}_{3 \times 1} & \vec{0}_{3 \times 1} & -2(\vec{r}_{Ui} - \vec{r}_{Di}) & \vec{0}_{3 \times 1} & -\vec{u}_i & -\vec{v}_i & [E_{3 \times 3}] & (1 - n_3^{Ei}) [E_{3 \times 3}] \end{matrix}$$

Equation 40.

- Remarque concernant les contraintes cinématiques : celles-ci font intervenir, pour la i-ème contrainte, les coordonnées \vec{r}_D de la vertèbre i mais aussi les coordonnées \vec{r}_U de la vertèbre i-1 ($\vec{\phi}_{ki} = \vec{r}_{Di} - \vec{r}_{Ui-1}$). Ainsi, concernant la matrice Jacobienne globale, on

aura bien $[E_{3 \times 3}]$ au niveau de la ligne correspondant aux « $\partial/\partial r_{Di}$ » comme indiqué dans la matrice ci-dessus. On aura par contre $-[E_{3 \times 3}]$ au niveau de la ligne correspondant aux « $\partial/\partial r_{Ui-1}$ », alors que le terme réel dans la matrice ci-dessus (ligne correspondant aux « $\partial/\partial r_{Ui}$ ») sera $[0_{3 \times 3}]$, comme indiqué ci-dessous :

$$[K_{partiel}]^T = \begin{matrix} & \partial/\partial \bar{u}_{i-1} & \partial/\partial \bar{v}_{i-1} & \partial/\partial \bar{r}_{Ui-1} & \partial/\partial \bar{r}_{Di-1} & \partial/\partial \bar{u}_i & \partial/\partial \bar{v}_i & \partial/\partial \bar{r}_{Ui} & \partial/\partial \bar{r}_{Di} \\ \left[\begin{array}{cc} k_{i-1} & k_i \\ [0_{3 \times 3}] & [0_{3 \times 3}] \\ [0_{3 \times 3}] & [0_{3 \times 3}] \\ [0_{3 \times 3}] & [-E_{3 \times 3}] \\ [E_{3 \times 3}] & [0_{3 \times 3}] \\ [0_{3 \times 3}] & [0_{3 \times 3}] \\ [0_{3 \times 3}] & [0_{3 \times 3}] \\ [0_{3 \times 3}] & [0_{3 \times 3}] \\ [0_{3 \times 3}] & [E_{3 \times 3}] \end{array} \right] \end{matrix} \quad \text{Equation 41.}$$

La **matrice Jacobienne globale** est un assemblage de toutes les matrices Jacobiennes correspondant à une vertèbre, complétée par des termes nuls. L'exemple ci-dessous est donné pour le cas où il y a une contrainte motrice uniquement appliquée sur la dernière vertèbre (indice N_v).

$$[K]^T = \begin{matrix} & rb1_1 & rb2_1 & rb3_1 & rb4_1 & rb5_1 & rb6_1 & \dots & rb1_{N_v} & rb2_{N_v} & rb3_{N_v} & rb4_{N_v} & rb5_{N_v} & rb6_{N_v} & k_i(\times 3) & \dots & k_{N_v}(\times 3) & d_{N_v}(\times 3) \\ \left[\begin{array}{cccccccccccccccccccc} \partial/\partial \bar{u}_1 & 2\bar{u}_1 & \bar{0}_{3 \times 1} & \bar{0}_{3 \times 1} & \bar{v}_1 & \bar{r}_{U1} - \bar{r}_{D1} & \bar{0}_{3 \times 1} & \dots & \bar{0}_{3 \times 1} & \bar{0}_{3 \times 1} & \bar{0}_{3 \times 1} & \bar{0}_{3 \times 1} & \bar{0}_{3 \times 1} & \bar{0}_{3 \times 1} & \bar{0}_{3 \times 1} & [0_{3 \times 3}] & \dots & [0_{3 \times 3}] & [0_{3 \times 3}] \\ \partial/\partial \bar{v}_1 & \bar{0}_{3 \times 1} & 2\bar{v}_1 & \bar{0}_{3 \times 1} & \bar{u}_1 & \bar{0}_{3 \times 1} & \bar{r}_{U1} - \bar{r}_{D1} & \dots & \bar{0}_{3 \times 1} & \bar{0}_{3 \times 1} & \bar{0}_{3 \times 1} & \bar{0}_{3 \times 1} & \bar{0}_{3 \times 1} & \bar{0}_{3 \times 1} & \bar{0}_{3 \times 1} & [0_{3 \times 3}] & \dots & [0_{3 \times 3}] & [0_{3 \times 3}] \\ \partial/\partial \bar{r}_{U1} & \bar{0}_{3 \times 1} & \bar{0}_{3 \times 1} & 2(\bar{r}_{U1} - \bar{r}_{D1}) & \bar{0}_{3 \times 1} & \bar{u}_1 & \bar{v}_1 & \dots & \bar{0}_{3 \times 1} & \bar{0}_{3 \times 1} & \bar{0}_{3 \times 1} & \bar{0}_{3 \times 1} & \bar{0}_{3 \times 1} & \bar{0}_{3 \times 1} & \bar{0}_{3 \times 1} & [0_{3 \times 3}] & \dots & [0_{3 \times 3}] & [0_{3 \times 3}] \\ \partial/\partial \bar{r}_{D1} & \bar{0}_{3 \times 1} & \bar{0}_{3 \times 1} & -2(\bar{r}_{U1} - \bar{r}_{D1}) & \bar{0}_{3 \times 1} & -\bar{u}_1 & -\bar{v}_1 & \dots & \bar{0}_{3 \times 1} & \bar{0}_{3 \times 1} & \bar{0}_{3 \times 1} & \bar{0}_{3 \times 1} & \bar{0}_{3 \times 1} & \bar{0}_{3 \times 1} & \bar{0}_{3 \times 1} & [E_{3 \times 3}] & \dots & [0_{3 \times 3}] & [0_{3 \times 3}] \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \ddots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ \partial/\partial \bar{u}_{N_v} & \bar{0}_{3 \times 1} & \bar{0}_{3 \times 1} & \bar{0}_{3 \times 1} & \bar{0}_{3 \times 1} & \bar{0}_{3 \times 1} & \dots & 2\bar{u}_{N_v} & \bar{0}_{3 \times 1} & \bar{0}_{3 \times 1} & \bar{0}_{3 \times 1} & \bar{v}_{N_v} & \bar{r}_{UN_v} - \bar{r}_{DN_v} & \bar{0}_{3 \times 1} & [0_{3 \times 3}] & \dots & [0_{3 \times 3}] & n_1^{Ei} [E_{3 \times 3}] \\ \partial/\partial \bar{v}_{N_v} & \bar{0}_{3 \times 1} & \bar{0}_{3 \times 1} & \bar{0}_{3 \times 1} & \bar{0}_{3 \times 1} & \bar{0}_{3 \times 1} & \dots & \bar{0}_{3 \times 1} & 2\bar{v}_{N_v} & \bar{0}_{3 \times 1} & \bar{u}_{N_v} & \bar{0}_{3 \times 1} & \bar{0}_{3 \times 1} & \bar{r}_{UN_v} - \bar{r}_{DN_v} & [0_{3 \times 3}] & \dots & [0_{3 \times 3}] & n_2^{Ei} [E_{3 \times 3}] \\ \partial/\partial \bar{r}_{UN_v} & \bar{0}_{3 \times 1} & \bar{0}_{3 \times 1} & \bar{0}_{3 \times 1} & \bar{0}_{3 \times 1} & \bar{0}_{3 \times 1} & \dots & \bar{0}_{3 \times 1} & \bar{0}_{3 \times 1} & 2(\bar{r}_{UN_v} - \bar{r}_{DN_v}) & \bar{0}_{3 \times 1} & \bar{u}_{N_v} & \bar{v}_{N_v} & [0_{3 \times 3}] & \dots & [0_{3 \times 3}] & n_3^{Ei} [E_{3 \times 3}] \\ \partial/\partial \bar{r}_{DN_v} & \bar{0}_{3 \times 1} & \bar{0}_{3 \times 1} & \bar{0}_{3 \times 1} & \bar{0}_{3 \times 1} & \bar{0}_{3 \times 1} & \dots & \bar{0}_{3 \times 1} & \bar{0}_{3 \times 1} & -2(\bar{r}_{UN_v} - \bar{r}_{DN_v}) & \bar{0}_{3 \times 1} & -\bar{u}_{N_v} & -\bar{v}_{N_v} & [0_{3 \times 3}] & \dots & [E_{3 \times 3}] & (1 - n_3^{Ei}) [E_{3 \times 3}] \end{array} \right] \end{matrix}$$

Equation 42.

La dérivée totale de la matrice Jacobienne s'écrit de la manière suivante pour une vertèbre quelconque sur laquelle une contrainte motrice est appliquée :

$$[\dot{K}_i]^T = \begin{matrix} & rb1 & rb2 & rb3 & rb4 & rb5 & rb6 & k(\times 3) & d(\times 3) \\ \left[\begin{array}{cccccccc} 2\bar{u}_i & \bar{0}_{3 \times 1} & \bar{0}_{3 \times 1} & \bar{v}_i & \bar{r}_{Ui} - \bar{r}_{Di} & \bar{0}_{3 \times 1} & [0_{3 \times 3}] & [0_{3 \times 3}] \\ \bar{0}_{3 \times 1} & 2\bar{v}_i & \bar{0}_{3 \times 1} & \bar{u}_i & \bar{0}_{3 \times 1} & \bar{r}_{Ui} - \bar{r}_{Di} & [0_{3 \times 3}] & [0_{3 \times 3}] \\ \bar{0}_{3 \times 1} & \bar{0}_{3 \times 1} & 2(\bar{r}_{Ui} - \bar{r}_{Di}) & \bar{0}_{3 \times 1} & \bar{u}_i & \bar{v}_i & [0_{3 \times 3}] & [0_{3 \times 3}] \\ \bar{0}_{3 \times 1} & \bar{0}_{3 \times 1} & -2(\bar{r}_{Ui} - \bar{r}_{Di}) & \bar{0}_{3 \times 1} & -\bar{u}_i & -\bar{v}_i & [0_{3 \times 3}] & [0_{3 \times 3}] \end{array} \right] \end{matrix}$$

Equation 43.

La dérivée de la matrice Jacobienne globale s'écrit par assemblage des matrices des dérivées des Jacobiennes correspondant à chaque vertèbre, de la même manière que pour la matrice Jacobienne.

1.1.2.7 Equations à vérifier

Le but du modèle est de trouver la position et l'orientation des vertèbres au temps t+1 respectant toutes les contraintes (corps rigides, assemblage, motrice) et minimisant l'énergie potentielle du modèle (équilibre statique).

Les équations à vérifier à l'équilibre statique sont, d'après l'Equation 16 :

$$\begin{cases} \vec{\phi} = \vec{0} \\ [K]^T \vec{\lambda} - \vec{Q} = \vec{0} \end{cases}$$

Deux méthodes sont mises en place pour résoudre le problème :

- Méthode d'optimisation sous contraintes : Le but est de minimiser l'énergie potentielle tout en respectant les contraintes (rigoureusement ou avec une tolérance fixée)
- Résolution des équations de la dynamique : Le but est de mettre en place les équations de la dynamique et de les résoudre de manière à ce que le modèle converge vers sa position d'équilibre statique.

1.2 Résolution des équations

1.2.1 Méthode d'optimisation

La méthode d'optimisation consiste à trouver le minimum d'une fonction des paramètres (l'énergie potentielle dans les articulations et dans les ressorts de contraintes internes - externes) tout en respectant les contraintes ($\vec{\phi} = \vec{0}$).

Pour cela, la fonction *fmincon* de Matlab est utilisée. Elle permet de réaliser une minimisation sous contraintes, les contraintes pouvant être des égalités ou des inégalités.

1.2.1.1 Ecriture de la fonction

L'énergie potentielle du modèle est la somme des énergies potentielles de chaque articulation intervertébrale et des énergies potentielles dues aux relations internes - externes.

Pour chaque articulation, l'énergie induite par les raideurs articulaires est de la forme :

$$E_{p_i} = \frac{1}{2} ([k]_i \vec{\theta}_i)^T \vec{\theta}_i \quad \text{Equation 44.}$$

Ainsi, l'énergie potentielle liée aux raideurs articulaires s'écrit de la manière suivante :

$$E_{p_v} = \sum_{i=1 \rightarrow N_v} \frac{1}{2} ([k]_i \vec{\theta}_i)^T \vec{\theta}_i \quad \text{Equation 45.}$$

S'il y a des relations internes-externes prises en compte, les énergies potentielles de tous les ressorts introduits sont ajoutées aux énergies potentielles des articulations pour calculer l'énergie potentielle globale du modèle.

Pour des ressorts linéaires, l'énergie potentielle s'écrit :

$$E_{p_{IE1}} = \sum_{1 \rightarrow N_v} \frac{1}{2} k_{IE1i} (\Delta_i)^2 \quad \text{Equation 46.}$$

Où k_{IE1i} est la raideur du ressort et Δl_i est la distance entre la position de la projection de la vertèbre réelle à l'étape du calcul (calculée à l'étape initiale et fixe dans le repère de la vertèbre) et la position de la projection de la vertèbre sur la surface du dos en position finale.

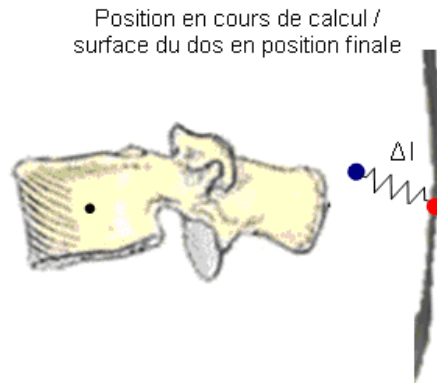


Figure 77. Relation interne – externe « distance vertèbre – surface du dos »

Concernant les ressorts de torsion, l'énergie potentielle s'écrit :

$$E_{P_{IE2}} = \sum_{1 \rightarrow N_v} \frac{1}{2} k_{IE2i} (\theta_{IE2i})^2 \quad \text{Equation 47.}$$

Où k_{IE2i} est la raideur du ressort et θ_{IE2i} est l'angle formé entre la gibbosité (orientation de la surface du dos) et l'orientation de la vertèbre.

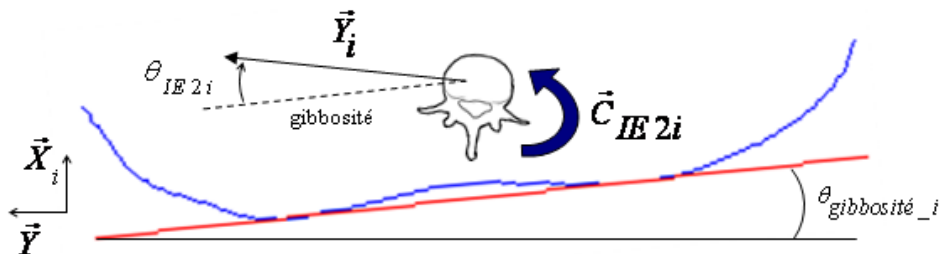


Figure 78. Relation interne – externe « orientation vertèbre – surface du dos »

1.2.2 Résolution des équations de la dynamique

Les équations de Lagrange s'écrivent de la manière suivante, d'après l'Equation 15 :

$$\begin{cases} \vec{\phi} = \vec{0} \\ [M] \ddot{\vec{q}} + [K]^T \vec{\lambda} = \vec{Q} \end{cases}$$

Où [M] est la matrice de masse.

1.2.2.1 Méthode des multiplicateurs de Lagrange

La première étape est d'obtenir uniquement des équations différentielles du second ordre.

Pour cela, il faut dériver deux fois les équations $\vec{\phi}(q, t) = \vec{0}$. On obtient alors :

$$\left[\ddot{\vec{\phi}}(\vec{q}, \dot{\vec{q}}, \ddot{\vec{q}}, t) \right] = [K(\vec{q}, t)] \ddot{\vec{q}} + [\dot{K}(\vec{q}, \dot{\vec{q}}, t)] \dot{\vec{q}} + \ddot{\phi}(\vec{q}, \dot{\vec{q}}, t) = \vec{0} \quad \text{Equation 48.}$$

Où $[K]$ est la matrice Jacobienne des contraintes.

Dans notre cas, les contraintes ne dépendent que des paramètres q , donc la dérivée partielle du vecteur des contraintes par rapport au temps est nulle : $\vec{\phi}_t = \vec{0}$.

Ainsi, en notant $\vec{c} = -[K] \vec{q}$, on obtient le système suivant :

$$\begin{cases} [M] \vec{\ddot{q}} + [K]^T \vec{\lambda} = \vec{Q} \\ [K] \vec{q} = \vec{c} \end{cases}$$

qui peut s'écrire sous la forme matricielle suivante :

$$\begin{bmatrix} [M] & [K]^T \\ [K] & [0] \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \vec{\ddot{q}} \\ \vec{\lambda} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \vec{Q} \\ \vec{c} \end{bmatrix} \quad \text{Equation 49.}$$

La solution du système est alors directement donnée par :

$$\begin{bmatrix} \vec{\ddot{q}} \\ \vec{\lambda} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} [M] & [K]^T \\ [K] & [0] \end{bmatrix}^{-1} \begin{bmatrix} \vec{Q} \\ \vec{c} \end{bmatrix} \quad \text{Equation 50.}$$

Ce système permet de déterminer les accélérations $\vec{\ddot{q}}$ au temps t lorsque les paramètres \vec{q} et les vitesses $\vec{\dot{q}}$ sont connus au temps t .

1.2.2.2 Détermination des paramètres et des vitesses au temps $t+\Delta t$

Afin de déterminer les vitesses $\vec{\dot{q}}$ et les paramètres q au temps $t+\Delta t$, il faut intégrer les accélérations et les vitesses connues au temps t .

Méthode d'intégration par différences centrées

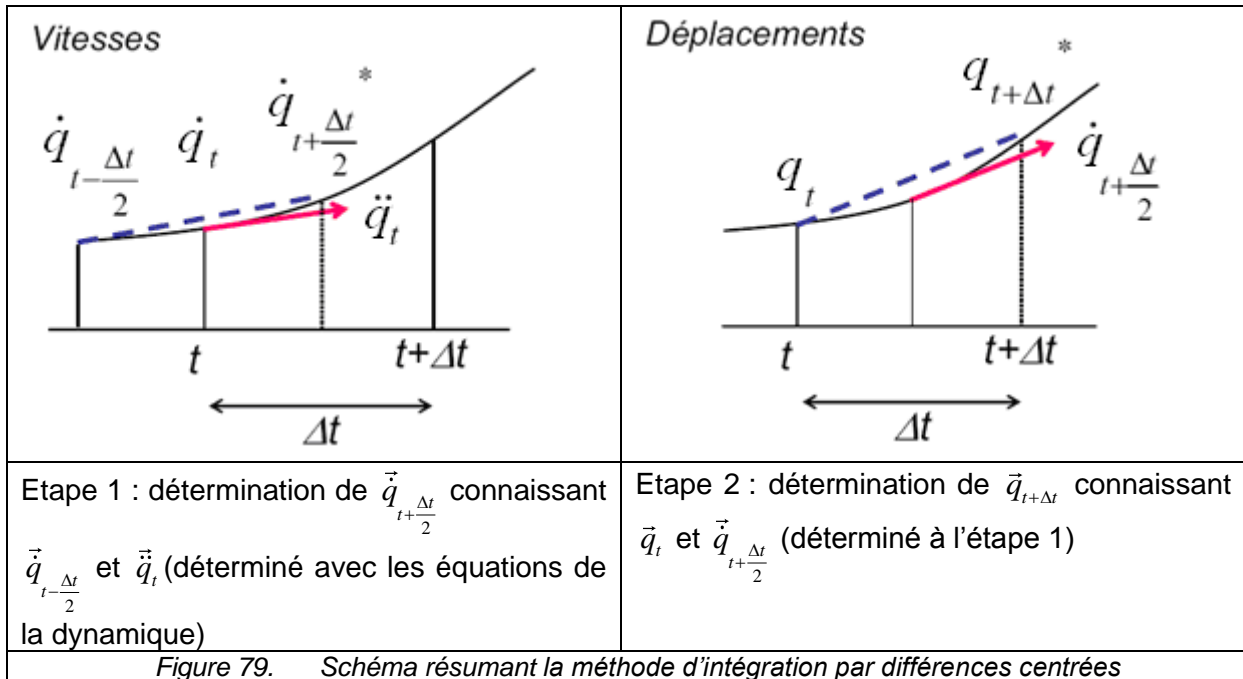
La méthode des différences centrées est une méthode d'intégration numérique. Cette méthode explicite a comme intérêts d'être plus robuste que la méthode d'Euler et plus rapide que la méthode de Runge-Kutta.

Principe de la méthode : le but de cette méthode est de déterminer la position d'un point à un temps $t+\Delta t$, connaissant la position et l'accélération de ce point au temps t .

La méthode des différences centrées s'écrit de la manière suivante :

$$\begin{cases} \vec{q}_{t+\frac{\Delta t}{2}} = \vec{q}_{t-\frac{\Delta t}{2}} + \Delta t \cdot \vec{\ddot{q}}_t \\ \vec{q}_{t+\Delta t} = \vec{q}_t + \Delta t \cdot \vec{\dot{q}}_{t+\frac{\Delta t}{2}} \end{cases} \quad \text{Equation 51.}$$

Initialisation : Les données initiales nécessaires pour utiliser cette méthode sont \vec{q}_0 au temps t_0 ainsi que $\vec{q}_{t_0-\frac{\Delta t}{2}}$ au temps $t_0-\frac{\Delta t}{2}$. $\vec{q}_{t_0-\frac{\Delta t}{2}}$ peut être initialisé à $\vec{0}$. $\vec{\ddot{q}}$ est calculé à chaque pas par la résolution du système décrit en 1.2.2.1.



1.2.2.3 Stabilisation des contraintes et convergence de la solution

Une méthode permettant de stabiliser les contraintes est de réintégrer les relations $\vec{\phi} = \vec{0}$ et $\dot{\vec{\phi}} = \vec{0}$ dans les équations différentielles ordinaires en remplaçant la condition sur les accélérations $\ddot{\vec{\phi}} = \vec{0}$ par une combinaison linéaire des conditions sur les accélérations, vitesses et positions :

$$\ddot{\vec{\phi}} + 2\alpha\dot{\vec{\phi}} + \beta^2\vec{\phi} = \vec{0} \quad \text{Equation 52.}$$

où α et β sont des scalaires constants.

Dans le cas qui nous intéresse, avec les contraintes indépendantes du temps, on peut écrire :

$$[K]\ddot{\vec{q}} + [\dot{K}]\dot{\vec{q}} + 2\alpha[K]\dot{\vec{q}} + \beta^2\vec{\phi} = \vec{0} \quad \text{Equation 53.}$$

Ainsi, en posant

$$\vec{c}b = -[\dot{K}]\dot{\vec{q}} - 2\alpha[K]\dot{\vec{q}} - \beta^2\vec{\phi} \quad \text{Equation 54.}$$

le système d'équations stabilisées s'écrit :

$$\begin{cases} [M]\ddot{\vec{q}} + [K]^T \vec{\lambda} = \vec{Q} \\ [K]\vec{q} = \vec{c}b \end{cases} \quad \text{Equation 55.}$$

1.2.2.4 Résumé : résolution des équations de la dynamique

L'algorithme de résolution des équations de la dynamique peut se résumer selon la Figure 80 :

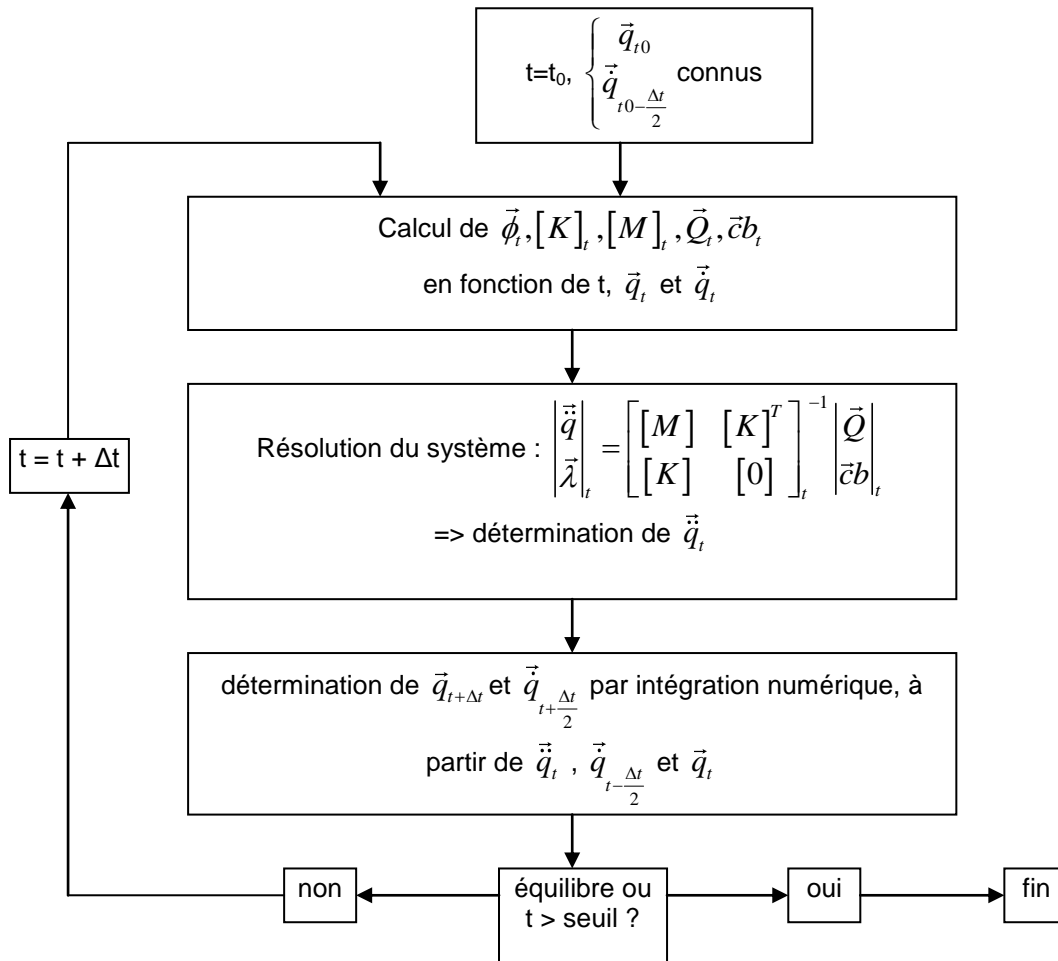


Figure 80. Schéma résumant l'algorithme de résolution des équations de la dynamique

1.2.3 Choix final de la méthode de résolution

Les deux méthodes décrites (minimisation sous contraintes et intégration des équations de la dynamique) ont été testées et donnaient les mêmes résultats.

Le choix de la méthode s'est alors porté sur la résolution des équations de la dynamique, car cette méthode présente l'avantage de pouvoir être totalement maîtrisée et écrite « à la main », ne nécessitant pas d'algorithme ou de fonction pré-programmés tels que par exemple la fonction de minimisation sous contrainte de Matlab. En effet, le but à terme de ce modèle étant d'être intégré dans un logiciel Biomod codé en java, il paraissait primordial de maîtriser l'ensemble des algorithmes et des fonctions utilisés.

2 Validation du modèle sur sujets sains

Le but de cette section est de présenter une première validation théorique du modèle. Cette validation consiste à vérifier, en utilisant des données IRM dans plusieurs postures, que le modèle permet de prédire la position des vertèbres dans une position finale à partir de la position des vertèbres et de la surface du dos dans une position initiale et de la surface du dos dans la position finale.

2.1 Les données du projet Vudegfem

Dans le cadre du projet européen Vudegfem, des acquisitions IRM ont été réalisées sur 9 sujets sains dans 4 positions différentes : en posture debout, assis, en flexion et couché. Pour toutes ces acquisitions, les segments osseux (vertèbres, bassin...), la surface du tronc ainsi que les tissus mous (estomac, foie...) ont été reconstruits en 3D à partir d'atlas déformables (Beillas et al., 2009; Lafon et al., 2010). De plus, pour chaque vertèbre, 6 points anatomiques ont été stockés : milieux des plateaux inférieur et supérieur, points gauche, droite, avant et arrière du corps vertébral. Ils sont schématisés par des points rouges sur la Figure 81.

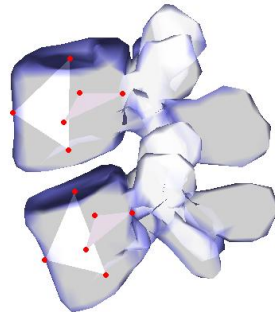


Figure 81. Illustration des vertèbres issues de la reconstruction 3D des IRM ainsi que des six points anatomiques repérés sur chaque vertèbre

Données exploitées dans le cadre de la validation :

Les données provenant des acquisitions en position couchée n'ont pas été exploitées dans le cadre de cette validation et seules les positions « en charge » ont été étudiées.

Parmi les données accessibles issues des acquisitions IRM, les données utilisées dans le cadre de la validation sont les vertèbres, leurs points anatomiques et la surface du tronc dans les positions posture debout, assis et en flexion.

2.2 Méthode

La position debout, dénommée « posture », a été choisie comme référence et a servi de position initiale pour le modèle.

Ainsi, pour chaque sujet, deux simulations ont été réalisées :

- Position initiale = posture et position finale = flexion
- Position initiale = posture et position finale = assis

Les données utilisées dans le modèle étaient donc les vertèbres, leurs points anatomiques et la surface du tronc de la position initiale ainsi que la surface du tronc de la position finale.

Toutes les données étaient exprimées dans un repère lié à l'IRM (Figure 82-1). Afin d'étudier le mouvement des vertèbres, les données issues des acquisitions en flexion et en position assise ont été recalées par rapport à la vertèbre L5 en posture debout, avec comme origine commune le centre de rotation de L5 par rapport au sacrum (Figure 82-2).

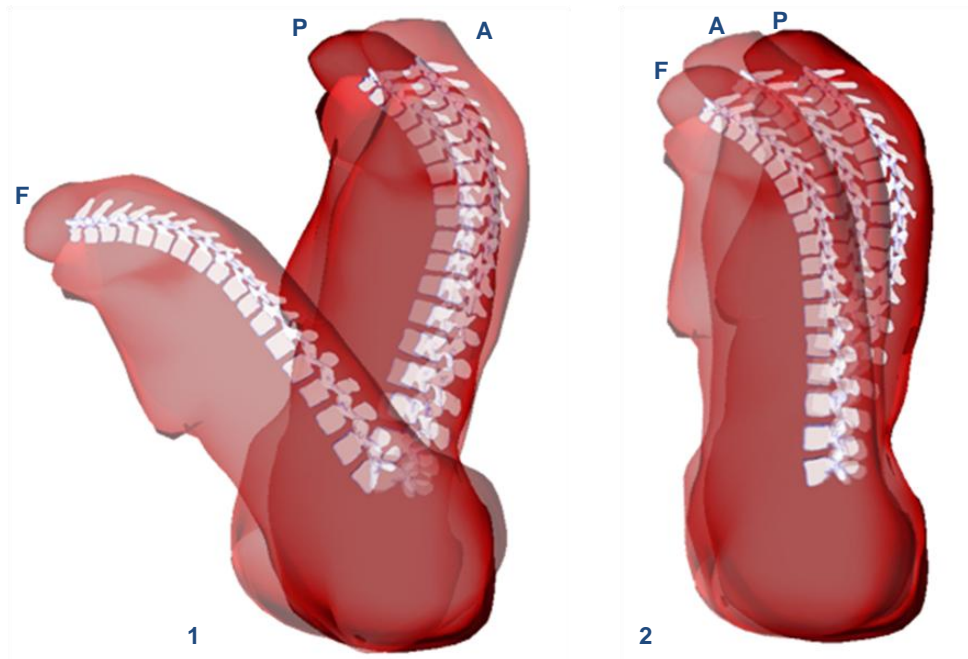
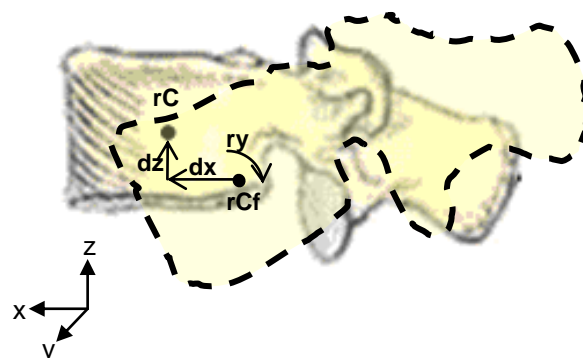


Figure 82. Illustration des reconstructions 3D du rachis et surface du tronc dans le repère lié à l'IRM (1) et lié à la position debout (2)
 P : Posture, A : Assis, F : Flexion

Pour réaliser les simulations, la méthode itérative de résolution des équations de la dynamique a été utilisée. Les données de sortie de la simulation sont les positions des centres des vertèbres dans le repère global de la position initiale et les orientations des vertèbres selon une séquence d'axes locaux LSA (latéral – sagittal – axial) (Stokes, 1994; Skalli et al., 1995).

Les données de sortie sont comparées aux positions et orientations réelles des vertèbres du sujet en position finale, directement issues des données IRM. Chaque paramètre comparé a été obtenu pour toutes les vertèbres (18 vertèbres par simulation) à chaque simulation (2 par sujet) pour chaque sujet (9 sujets). On obtient donc 324 comparaisons pour chaque paramètre.

Les résultats sont exprimés en moyennes et écarts type des écarts de position (en mm) et d'orientations (en °) entre les données issues du modèle et les données réelles dans le repère global, comme illustré sur la Figure 83.



En plein : vertèbre issue de la simulation ; en pointillés : vertèbre réelle
 dx, dz : écarts de position selon les axes \vec{X} et \vec{Z} ; ry : écart d'orientation autour de l'axe \vec{Y}

Figure 83. Illustration des écarts entre une vertèbre issue de la simulation et une vertèbre réelle issue d'une acquisition IRM

2.3 Résultats

La moyenne et l'écart type des erreurs de positions et d'orientations entre les vertèbres issues du modèle et celles issues des IRM sont présentés dans la Tableau 16 .

Lorsque les contraintes internes-externes ne sont pas prises en compte, l'erreur moyenne est inférieure à 4,6 mm pour les positions et 1,2 ° pour les orientations, et l'écart type est inférieur à 10,3 mm pour les positions et 5,8 ° pour les orientations.

En tenant compte des relations internes-externes, l'erreur moyenne devient inférieure à 1,5 mm pour les positions et 1 ° pour les orientations, et l'écart type est inférieur à 6,6mm pour les positions et 5,3 ° pour les orientations. Ainsi le modèle présente de meilleurs résultats lors de la prise en compte des relations internes-externes, en particulier en ce qui concerne les positions postéro-antérieures.

Contraintes guidant le modèle		Ecart rC-rCf (mm)			Ecart orientation (°)		
		dx	dy	dz	rx	ry	rz
Position de C7	Moyenne	-4,6	0,9	-1,4	0,1	0,1	1,2
	Ecart type	10,3	2,6	4,4	3,6	5,8	3,6
Position de C7 et relation int/ext	Moyenne	-0,1	-0,7	-1,4	-0,2	-0,5	0,8
	Ecart type	6,6	4,8	4,3	3,8	5,3	4,7

Tableau 16. Erreurs de positions et d'orientations entre les vertèbres issues du modèle et celles issues des IRM

3 Application du modèle sur un sujet pathologique

Le but de cette partie était de réaliser une simulation de configuration du rachis pour un sujet pathologique, en utilisant des données issues de Biomod 3S et Biomod L comme données d'entrée.

Le test du modèle a été réalisé sur une patiente du Dr. M. De Sèze, du service de Médecine Physique et de Réadaptation du CHU de Bordeaux, à qui deux radiographies (de face et de profil) avaient été prescrites dans le cadre du suivi de sa scoliose.

3.1 Empreinte initiale

Avant les acquisitions radiographiques, un objet de calibration a été placé sur le dos de la patiente selon le protocole Biomod 3S. De plus, des marqueurs (pastilles autocollantes) ont été placés sur certains points anatomiques (C7, EIPS, sommet du pli interfessier) et la ligne des épineuses a été repérée.

Lors des acquisitions radiographiques biplanaires réalisés à l'aide du dispositif EOS (Biospace Med) au service de radiologie du CHU de Bordeaux, une acquisition optique de la surface du dos de la patiente a été réalisée à l'aide du dispositif Biomod 3S.

A partir de ces acquisitions, le logiciel Biomod 3S a été utilisé afin d'obtenir la reconstruction 3D du rachis, fusionnée avec la surface du dos. Ceci constituait l'empreinte initiale.

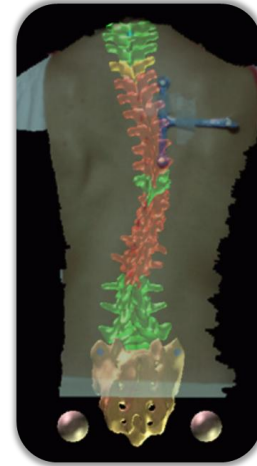


Figure 84. Empreinte initiale : rachis + surface du dos 3D

3.2 Position finale

Le même jour, lors de son examen clinique au service de Médecine Physique et de Réadaptation du CHU de Bordeaux, la patiente a subi plusieurs acquisitions Biomod L après marquage des 4 points anatomiques et de la ligne des épineuses cités précédemment. Il s'agissait d'une acquisition en posture debout ainsi que d'une acquisition en bending (ou inclinaison latérale) droit et une en bending gauche. Le logiciel Biomod L a permis d'obtenir les reconstructions 3D des surfaces du dos correspondantes, qui constituaient les positions finales.



Figure 85. Position finale : surface du dos 3D

3.3 Recalage des données dans l'espace

Le modèle développé concerne uniquement le rachis, il était donc nécessaire de recalibrer les données initiales et finales dans un même repère. Pour cela, un repère lié au bassin a été créé à partir des trois marqueurs placés à ce niveau : les EIPS et le sommet du pli interfessier (PLI). L'origine du repère est placée au milieu des deux EIPS.

$$\begin{aligned} \vec{y}_B &= EIP\vec{S}_G - EIP\vec{S}_D \quad \text{normé} \\ \vec{x}_B &= (PLI - EIP\vec{S}_D) \times (EIP\vec{S}_G - EIP\vec{S}_D) \quad \text{normé} \\ \vec{z}_B &= \vec{x}_B \times \vec{y}_B \end{aligned} \quad \text{Equation 56.}$$

Les matrices de passage des repères globaux vers les repères liés au bassin ont été calculées pour chaque acquisition. Les repères locaux devant être confondus, la matrice de rotation permettant de recalcr deux acquisitions est donnée par :

$$\left[R_{Gf \rightarrow Gi} \right] = \left[R_{Gf \rightarrow L} \right] \left[R_{Gi \rightarrow L} \right]^T \quad \text{Equation 57.}$$

La figure ci-dessous représente l'ensemble des données d'entrée recalées entre elles : les surfaces du dos en gris, les repères anatomiques (C7, EIPS, Pli interfessier) en losanges, lignes des épineuses en bleu. Les tirets rouges représentent les axes locaux \vec{X}_i de chaque vertèbre ; ils sont basés sur le centre vertébral des vertèbres et orientés vers la gauche.

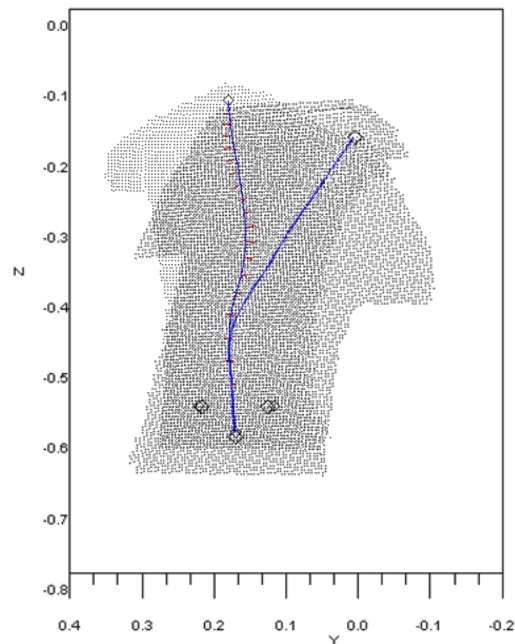


Figure 86. Surface du dos en position finale recalée par rapport au rachis et à la surface du dos initiaux

3.4 Exécution du modèle

Après quelques adaptations du code afin de prendre en compte le format des données d'entrée exportées par les logiciels Biomod 3S et Biomod L, le modèle développé dans le cadre de cette thèse a été exécuté et a permis d'obtenir la configuration estimée des vertèbres dans la position finale.

Cette configuration n'a pas pu être validée car la configuration réelle du rachis n'était pas connue ; néanmoins le but de cette étude était de vérifier la faisabilité du modèle à partir de données issues des logiciels Biomod, ce qui a été montré. La validation devra être réalisée sur des sujets dont on sera en possession des données internes et externes issues de Biomod dans différentes positions.

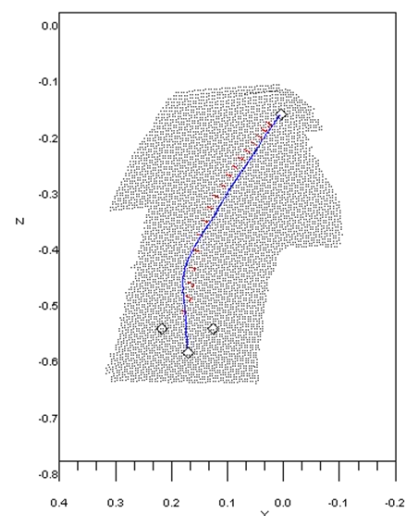


Figure 87. Configuration du rachis estimé en position finale

4 Conclusions et perspectives concernant le modèle

4.1 Le modèle réalisé

Le modèle biomécanique qui a été développé dans le cadre de cette thèse se base sur une reconstruction 3D du rachis et de la surface du dos (empreinte initiale). Les vertèbres sont articulées entre elles par des liaisons rotules au niveau desquelles des raideurs articulaires sont introduites. Les données finales sont issues de la surface du dos en position finale, recalée par rapport à l'empreinte initiale par l'intermédiaire d'un repérage au niveau du bassin. Ces données permettent d'introduire dans le modèle des contraintes motrices (déplacement connu d'un point) ainsi que des contraintes liées à des relations internes – externes (orientation ou distance vertèbre / surface du dos). Par résolution des équations de la dynamique, ce modèle permet d'estimer la configuration du rachis (position et orientation des vertèbres) dans la position finale.

Le modèle a été validé sur 9 sujets sains réalisant des mouvements dans le plan sagittal (posture, position assise, flexion) et dont les acquisitions ont été réalisées par IRM. Les erreurs obtenues entre les vertèbres issues des simulations et des acquisitions IRM étaient en moyenne inférieures à 1.5 mm pour les positions et 1 ° pour les orientations, et les écarts type étaient inférieurs à 6.6 mm pour les positions et 5.3 ° pour les orientations.

Une simulation a, de plus, été réalisée sur un sujet scoliotique effectuant un mouvement de bending (inclinaison latérale), sans que les résultats ne soit validés car la configuration du rachis en position finale n'était pas connue.

4.2 Les limites et perspectives du modèle

A cause de la complexité de la biomécanique du rachis et du fait que certaines données nécessaires pour mettre en place le modèle ne sont pas connues pour chaque patient, le modèle comporte des limites en termes d'approximations ou d'efficacité.

4.2.1 Raideurs intervertébrales

Les raideurs intervertébrales prises en compte dans le modèle sont directement issues de la littérature (Petit et al., 2004), sont linéaires et ne sont pas personnalisées au patient. Dans cet article, l'auteur propose de personnaliser les raideurs en évaluant certains paramètres sur deux radiographies supplémentaires en bending droit et gauche. Toutefois, dans le but de limiter l'exposition aux radiations du patient, cette méthode n'est pas envisagée, mais deux autres approches pourraient pallier à ce problème : d'une part, une étude de la surface en mobilités pourrait peut-être permettre de personnaliser en partie les raideurs articulaires ; d'autre part, la prise en compte d'un nombre plus important de relations internes – externes fortes pourrait guider plus efficacement le modèle sans personnaliser les raideurs intervertébrales.

4.2.2 Masse des vertèbres

La masse personnalisée des vertèbres n'est pas accessible. Une valeur standard a donc été introduite dans le modèle. Cependant, bien que la masse des vertèbres soit nécessaire pour mettre en place les équations de la dynamique, leur valeur ne doit pas avoir d'influence sur les résultats puisque les effets de la pesanteur ont été négligés et que la position recherchée est l'équilibre statique, position pour laquelle l'accélération est nulle et donc la masse n'intervient plus.

4.2.3 Approximation liaison rotule / Position du centre de rotation

Les mouvements de translation entre les vertèbres ont été négligés afin de simplifier le modèle, alors que la déformabilité des disques intervertébraux autorise ces mouvements. Les mouvements de translation réels restent toutefois faibles (quelques millimètres), mais le

centre de rotation n'est pas fixe (White, 1978). Or la position des centres de rotation n'a pas été personnalisée. Elle a été centrée sur les disques intervertébraux pour les vertèbres thoraciques et en arrière des disques intervertébraux pour les vertèbres lombaires. Le paramétrage en coordonnées naturelles laisse la possibilité de modifier simplement le type de liaison cinématique.

4.2.4 Détermination du pas de temps Δt pour la résolution des équations

Le choix du pas de temps Δt utilisé pour la résolution itérative des équations de la dynamique doit être un compromis entre deux critères : le temps de calcul et la stabilité des calculs. En effet, plus Δt est grand, plus le modèle atteindra rapidement sa position d'équilibre. Par contre, lorsque Δt se trouve supérieur à un pas de temps critique, les calculs peuvent diverger et ne jamais trouver la position d'équilibre.

Le pas de temps choisi dans le modèle permettait de ne jamais diverger mais n'a pas été optimisé. Il serait donc intéressant de déterminer le pas de temps critique pour optimiser la vitesse de résolution.

4.2.5 Choix des relations internes – externes

Seules deux relations internes – externes issues de la littérature (Stokes, 1989; Drerup, 1994) ont été prises en compte dans le modèle. D'autres corrélations fortes, issues de l'étude statistique réalisée au cours de cette thèse, pourraient être intégrées par la suite.

4.2.6 Raideurs utilisées pour les relations internes – externes

Les raideurs mises en place pour prendre en compte les relations internes – externes ne correspondent pas à la raideur d'éléments anatomiques du corps. Leur valeur a donc été fixée de manière empirique. Comme les relations internes – externes qui ont été intégrées dans le modèle sont des corrélations fortes, les raideurs introduites ont été fixées à des valeurs du même ordre de grandeur que celles des raideurs intervertébrales.

Il serait intéressant d'intégrer plusieurs relations internes – externes dans le modèle, et d'adapter leur raideur en fonction de l'importance de leur coefficient de corrélation.

4.2.7 Application au suivi de pathologies rachidiennes

La validation du modèle a été réalisée sur des sujets sains effectuant des mouvements entre deux positions distinctes (par exemple posture debout et flexion). Cette validation sur sujets sains devrait être étendue à des sujets pathologiques pour savoir si le modèle prédit de manière juste et précise la configuration du rachis en mobilités. Cependant, une autre finalité attendue de ce modèle est la prédiction de la configuration du rachis pathologique dans le suivi. Il s'agit dans ce cas de petites déformations puisque le patient se trouve dans ce cas dans le même type de posture. Une étude sur des patients scoliotiques dans le cadre de leur suivi serait donc importante à réaliser.

4.2.8 Prise en compte de la croissance

Cette remarque se trouve dans la continuité de la précédente : comme la validation, ainsi que l'application sur un sujet pathologique ont été réalisées sur des sujets se tenant successivement dans différentes positions, à quelques minutes d'intervalle, la croissance n'a pas été prise en compte. Cependant, pour le suivi de patients en phase de croissance, il sera nécessaire de prendre en compte ce paramètre, par exemple en prenant en compte la différence de longueur entre les lignes des épineuses lors des différentes acquisitions.

CONCLUSION GENERALE

L'objectif de ce travail de thèse était de développer un modèle biomécanique du rachis basé sur les relations 3D internes – externes, dans la perspective d'un suivi non invasif des pathologies rachidiennes.

La première étape consistait à me familiariser avec les pathologies de la posture rachidienne, et en particulier les outils de mesure et d'évaluation du rachis et de la surface du dos pour le diagnostic et le suivi de ces pathologies. Une étude bibliographique ainsi que la participation au développement et à la validation de dispositifs et logiciels de mesure du rachis et de la surface du dos m'ont permis de connaître les différents paramètres d'évaluation des pathologies rachidiennes utilisés en routine clinique, les différentes techniques permettant de mesurer ces paramètres, ainsi que certaines corrélations existant entre des paramètres internes (liés au rachis) et externes (liés à la surface du dos).

Dans un second temps, une étude clinique visant à déterminer d'autres relations internes – externes a été mise en place. L'intérêt de ces relations réside dans le fait qu'elles peuvent apporter à un modèle biomécanique des contraintes supplémentaires permettant de mieux « guider » les déplacements des vertèbres. Cette étude a été réalisée au CHU de Bordeaux, sur 16 sujets scoliotiques suivis par le Dr. De Sèze. Les coefficients de corrélation entre, d'une part, tous les paramètres du rachis (radiographiques 2D ou issus des modèles 3D de rachis) obtenus avec Biomod 3S et, d'autre part, tous les paramètres de la surface du dos obtenus avec Biomod L, ont été calculés. Cette étude statistique a permis de confirmer certaines corrélations déjà proposées dans la littérature (par exemple entre la gibbosité et la rotation axiale des vertèbres) et a, de plus, permis de faire ressortir quelques autres corrélations fortes. Cependant, comme cette étude a été réalisée en parallèle du développement du modèle biomécanique, ces nouvelles corrélations n'ont pas été implémentées ; seules deux corrélations issues de la littérature l'ont été.

Enfin, le principal travail de cette thèse a été le développement d'un modèle biomécanique du rachis, basé sur des relations internes – externes.

Au vu de la complexité du rachis (nombre élevé de vertèbres et donc d'inconnues, peu de points anatomiques externes reliés directement à l'interne, donc peu d'équations), un modèle cinématique 3D n'était pas adapté. De plus, un modèle par éléments finis est complexe à mettre en œuvre, nécessitant l'utilisation de logiciels spécifiques (mailleurs, solveurs). C'est pourquoi une modélisation en multi-corps rigides et la résolution des équations de la dynamique étaient adaptés, puisqu'un tel modèle pouvait être totalement maîtrisé et programmé (utilisation de Scilab), le but étant par la suite de pouvoir être intégré dans un nouveau logiciel de la plateforme Biomod™, programmé en Java.

Pour des questions de simplicité d'écriture des termes utilisés (paramètres, contraintes...), un paramétrage en coordonnées naturelles a été choisi.

Le modèle a tout d'abord été programmé avec comme seules contraintes des contraintes cinématiques (vertèbres articulées entre elles par des liaisons rotules) et trois contraintes motrices (déplacement imposé suivant les trois axes de l'épineuse de la vertèbre C7). Les efforts introduits dans le modèle et permettant d'écrire les équations de la dynamique sont des raideurs articulaires au niveau des liaisons rotules (ressorts de torsion).

Le modèle a ensuite été amélioré en appliquant de nouveaux efforts au modèle, traduisant des corrélations internes – externes. Ces corrélations, issues de la littérature (Drerup, 1994), étaient une distance constante entre les vertèbres et la surface du dos ainsi qu'un lien entre l'orientation axiale des vertèbres et de la surface du dos. Ces corrélations ont été introduites dans le modèle à l'aide de ressorts (de traction pour les relations entre des distances et de torsion pour les relations entre des orientations).

Le modèle a été validé sur 9 sujets sains effectuant des mouvements dans le plan sagittal et a été mis en œuvre sur un sujet scoliothique effectuant des mouvements d'inclinaison latérale (bending).

Ainsi, le travail réalisé au cours de cette thèse a permis de réaliser un modèle biomécanique proposant une configuration du rachis à partir de données externes. Toutefois, ce modèle comporte de nombreuses limites et n'attend qu'à être amélioré, par exemple en introduisant d'autres corrélations internes – externes, en prenant en compte la croissance... Le modèle devra être testé et validé sur des patients lors du suivi de leur pathologie rachidienne, patients pour lesquels des acquisitions internes et externes devront être réalisées à plusieurs mois d'intervalle.

Enfin, afin d'être intégré dans un nouveau logiciel de la plateforme Biomod™, le code devra être revu, amélioré et passé en langage objet, pour gagner en performances et être traduit en Java.

Ainsi, cette modélisation biomécanique du rachis basée sur des corrélations internes – externes constitue une base pour de futurs modèles plus complets, ouvrant des perspectives intéressantes d'étude des mobilités du rachis et de suivi non-invasif des pathologies rachidiennes, dans une optique de recherche constante d'amélioration de la prise en charge des patients.

PUBLICATIONS ET COMMUNICATIONS

1 Publication dans une revue internationale

Legaye J., Saunier P., Dumas R., Vallee C.

Correction for Patient Sway in Radiographic Biplanar Imaging for Three-Dimensional Reconstruction of the Spine: In Vitro Study of a New Method.

Acta Radiologica, 2009, Vol. 50 (7), p.781-90

2 Brevet

Koell P., Dumas R., Elbaroudi F., Chèze L.

Procédé et dispositif de détermination dynamique de la position et orientation des éléments osseux du rachis.

Demande de brevet n°1056765 déposée le 25 août 2010.

3 Communications dans des congrès nationaux avec actes

Vital JM, Saunier P, Dumas R, Cheze L.

De la morphologie externe à la disposition spatiale du rachis

3ème Colloque du Centre Médico-Chirurgical de Réadaptation des Massues, 22 Novembre 2008, Lyon

In: Biot B, Roussouly P, Le Blay G, Bernard JC, editors. L'appareillage du tronc est-il toujours d'actualité ? Montpellier: Sauramps Médical; 2008. p. 25-35

Koell P., Chèze L., Dumas R.

Prediction of internal spine configuration from external measurements using a multi-body model of the spine

35^{ème} congrès de la Société de Biomécanique, 25-27 août 2010, Le Mans

4 Autres communications dans des congrès nationaux

Chèze L., Dumas R., Saunier P.

Approche hybride pour l'évaluation 3D de la colonne vertébrale : radiographie bi-planaire et mesure optique de la surface du dos

Congrès de la Société Française de Chirurgie Rachidienne, 2008, Marseille

Saunier P., Dumas R., Blanchard B., Chèze L.

Nouvelle approche pour la prise en charge des déviations rachidiennes : Actualités et Perspectives

XXXVII^e Entretiens de médecine physique et de réadaptation, 4-6 mars 2009, Montpellier

RÉFÉRENCES

- Asamoah, V., Mellerowicz, H., Venus, J., Klockner, C., 2000. [Measuring the surface of the back. Value in diagnosis of spinal diseases]. *Orthopade* 29(6), 480-9.
- Aubin, C. E., Lobeau, D., Labelle, H., Maquinghen-Godillon, A. P., Lebanc, R., Dansereau, J., 1999. Planes of Maximum Deformity in the Scoliotic Spine. In: Stokes, I. A. (Ed.) *Research into Spinal Deformities 2*. IOS Press, Amsterdam, pp. 45-48.
- Aubin, C. E., Petit, Y., Stokes, I. A., Poulin, F., Gardner-Morse, M., Labelle, H., 2003. Biomechanical modeling of posterior instrumentation of the scoliotic spine. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 6(1), 27-32.
- Beillas, P., Lafon, Y., Smith, F. W., 2009. The effects of posture and subject-to-subject variations on the position, shape and volume of abdominal and thoracic organs. *Stapp Car Crash J* 53, 127-54.
- Belytschko, T. B., Andriacchi, T. P., Schultz, A. B., Galante, J. O., 1973. Analog studies of forces in the human spine: computational techniques. *J Biomech* 6(4), 361-71.
- Benameur, S., Mignotte, M., Parent, S., Labelle, H., Skalli, W., de Guise, J., 2003. 3D/2D registration and segmentation of scoliotic vertebrae using statistical models. *Comput Med Imaging Graph* 27(5), 321-37.
- Bergeron, C. C., F. et al., 2005. Prediction of anterior scoliotic spinal curve from trunk surface using support vector regression. *Engineering Applications of Artificial Intelligence* 18, 973-83.
- Berryman, F., Pynsent, P., Fairbank, J., Disney, S., 2008. A new system for measuring three-dimensional back shape in scoliosis. *Eur Spine J* 17(5), 663-72.
- Berthonnaud, E., Dimnet, J., 2007. Analysis of structural features of deformed spines in frontal and sagittal projections. *Comput Med Imaging Graph* 31(1), 9-16.
- Berthonnaud, E., Hilmi, R., Dimnet, J., 2009. Personalized models of bones based on radiographic photogrammetry. *Surg Radiol Anat* 31(6), 461-70.
- Brown, R. H., Burstein, A. H., Nash, C. L., Schock, C. C., 1976. Spinal analysis using a three-dimensional radiographic technique. *J Biomech* 9(6), 355-65.
- Burwell, R. G., James, N. J., Johnson, F., Webb, J. K., Wilson, Y. G., 1983. Standardised trunk asymmetry scores. A study of back contour in healthy school children. *J Bone Joint Surg Br* 65(4), 452-63.
- Cerveri, P., Pedotti, A., Ferrigno, G., 2004. Evolutionary optimization for robust hierarchical computation of the rotation centres of kinematic chains from reduced ranges of motion the lower spine case. *J Biomech* 37(12), 1881-90.
- Champain, N., 2004. Recherche des facteurs biomécaniques dans l'aggravation des scolioses idiopathiques. ENSAM.Paris, 158.
- Cheriet, F., Dansereau, J., Petit, Y., Aubin, C. E., Labelle, H., de Guise, J. A., 1999. Towards the self-calibration of a multiview radiographic imaging system for the 3D reconstruction of

- the human spine and rib cage. *International Journal of Pattern Recognition and Artificial Intelligence* 13(5), 761-779.
- Cheze, L., 2000. Comparison of different calculations of three-dimensional joint kinematics from video-based system data. *J Biomech* 33(12), 1695-9.
- Chi, W. M., Cheng, C. W., Yeh, W. C., Chuang, S. C., Chang, T. S., Chen, J. H., 2006. Vertebral axial rotation measurement method. *Comput Methods Programs Biomed* 81(1), 8-17.
- Cobb, J. R., 1948. Outline for the Study of Scoliosis. In: *The american academy of orthopaedic surgeons instructional course lectures*. Edwards, J. W., Ann Arbor.5, pp. 261-275.
- Cotrel, Y., 1986. *New instrumentation for surgery of the spine*. London.
- Crawford, N. Y., G. ; Dickman, C., 1996. Methods for determining spinal flexion/extension, lateral bending, and axial rotation from marker coordinate data: Analysis and refinement. *Human Movement Science* 15, 55-78.
- D'Amico, M., 2007. A 3-D biomechanical skeleton model and processing procedure for posture and movement analysis. *EUROPA MEDICOPHYSICA* 43(Suppl. 1-3), 1-6.
- D'Amico, M. V., M., 1997. Non-Ionising Opto-Electronic Measurement and X-Ray Imaging Two Complementary Techniques for Spinal Deformities Evaluation and Monitoring: Results of one Year Clinical Activity. In: (Eds.), J. A. S. a. K. M. D. (Ed.) *Research into Spinal Deformities 1*. IOS Press, pp. 151-4.
- Dansereau, J., Stokes, I. A., 1988. Measurements of the three-dimensional shape of the rib cage. *J Biomech* 21(11), 893-901.
- Daruwalla, J. S., Balasubramaniam, P., 1985. Moire topography in scoliosis. Its accuracy in detecting the site and size of the curve. *J Bone Joint Surg Br* 67(2), 211-3.
- De Korvin, G., Saunier, P., Nguyen, D. T. P., Vigier, S., Elbaroudi, F., Cheze, L., 2009. Topographie de surface par la technique du moiré : précision et répétabilité. In *SOFMER*. Lyon, France, Rachis, *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*.
- De Smet, A. A., Tarlton, M. A., Cook, L. T., Berridge, A. S., Asher, M. A., 1983. The top view for analysis of scoliosis progression. *Radiology* 147(2), 369-72.
- Desroches, G., Aubin, C. E., Sucato, D. J., Rivard, C. H., 2007. Simulation of an anterior spine instrumentation in adolescent idiopathic scoliosis using a flexible multi-body model. *Med Biol Eng Comput* 45(8), 759-68.
- Desroches, G., Chèze, L., Dumas, R., 2010. Expression of joint moment in the joint coordinate system. *J Biomech Eng In Press*.
- Drerup, B., Hierholzer, E., 1996. Assessment of scoliotic deformity from back shape asymmetry using an improved mathematical model. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 11(7), 376-383.
- Drerup, B. H., E., 1994. Back shape measurement using video rasterstereography and three-dimensional reconstruction of spinal shape. *Clin. Biomech.* 9, 28-36.

- Dubousset, J., 1994. Three-dimensional analysis of the scoliotic deformity. In: Weinstein, S. L. (Ed.) *The pediatric spine: principles and practice*. Raven Press, New York, pp. 479-96.
- Dubousset, J., Charpak, G., Dorion, I., Skalli, W., Lavaste, F., Deguise, J., Kalifa, G., Ferey, S., 2005. [A new 2D and 3D imaging approach to musculoskeletal physiology and pathology with low-dose radiation and the standing position: the EOS system]. *Bull Acad Natl Med* 189(2), 287-97; discussion 297-300.
- Dubousset, J., Wicart, P., Pomeroy, V., Barois, A., Estournet, B., 2003. Spinal penetration index: new three-dimensional quantified reference for lordoscoliosis and other spinal deformities. *J Orthop Sci* 8(1), 41-9.
- Dumas, R., Blanchard, B., Carlier, R., de Loubresse, C. G., Le Huec, J. C., Marty, C., Moinard, M., Vital, J. M., 2008. A semi-automated method using interpolation and optimisation for the 3D reconstruction of the spine from bi-planar radiography: a precision and accuracy study. *Med Biol Eng Comput* 46(1), 85-92.
- Dumas, R., Cheze, L., 2007. 3D inverse dynamics in non-orthonormal segment coordinate system. *Med Biol Eng Comput* 45(3), 315-22.
- Dumas, R., Lafage, V., Lafon, Y., Steib, J. P., Mitton, D., Skalli, W., 2005. Finite element simulation of spinal deformities correction by in situ contouring technique. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 8(5), 331-7.
- Dumas, R., Mitton, D., Laporte, S., Dubousset, J., Steib, J. P., Lavaste, F., Skalli, W., 2003. Explicit calibration method and specific device designed for stereoradiography. *J Biomech* 36(6), 827-34.
- Dumas, R., Steib, J. P., Mitton, D., Lavaste, F., Skalli, W., 2003. Three-dimensional quantitative segmental analysis of scoliosis corrected by the in situ contouring technique. *Spine* 28(11), 1158-62.
- Duong, L., Cheriet, F., Labelle, H., 2006. Three-dimensional classification of spinal deformities using fuzzy clustering. *Spine (Phila Pa 1976)* 31(8), 923-30.
- Elbaroudi, F., Blanchard, B., 2006. Procédé d'imagerie informatisé permettant une reconstruction tridimensionnelle à partir d'images radiographiques bidimensionnelles; dispositif de mise en œuvre. Demande de Brevet N/REF U370FR. AXS Ingénierie.France.
- Garcia de Jalon, J. U., J. and Avello, A., 1986. Natural coordinates for the computer analysis of multibody systems. *Computer methods in Applied Mechanics and Engineering* 56, 309-27.
- Ghista, D. N., Viviani, G. R., Subbaraj, K., Lozada, P. J., Srinivasan, T. M., Barnes, G., 1988. Biomechanical basis of optimal scoliosis surgical correction. *J Biomech* 21(2), 77-88.
- Goldberg, C. J., Kalischer, M., Moore, D. P., Fogarty, E. E., Dowling, F. E., 2001. Surface topography, Cobb angles, and cosmetic change in scoliosis. *Spine (Phila Pa 1976)* 26(4), E55-63.
- Graf, H., Hecquet, J., Dubousset, J., 1983. [3-dimensional approach to spinal deformities. Application to the study of the prognosis of pediatric scoliosis]. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 69(5), 407-16.
- Hackenberg, L., Hierholzer, E., 2002. 3-D back surface analysis of severe idiopathic scoliosis by rasterstereography: comparison of rasterstereographic and digitized radiometric data. *Stud Health Technol Inform* 88, 86-9.

- Hackenberg, L., Hierholzer, E., Potzl, W., Gotze, C., Liljenqvist, U., 2003. Rasterstereographic back shape analysis in idiopathic scoliosis after anterior correction and fusion. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 18(1), 1-8.
- Hindmarsh, J., Larsson, J., Mattsson, O., 1980. Analysis of changes in the scoliotic spine using a three-dimensional radiographic technique. *J Biomech* 13(3), 279-90.
- Huda, W., 2007. Radiation Doses and Risks in Chest Computed Tomography Examinations. *Proc Am Thorac Soc* 4, 316-320.
- Humbert, L., De Guise, J. A., Aubert, B., Godbout, B., Skalli, W., 2009. 3D reconstruction of the spine from biplanar X-rays using parametric models based on transversal and longitudinal inferences. *Med Eng Phys* 31(6), 681-7.
- Huysmans, T., Haex, B., Van Audekercke, R., Vander Sloten, J., Van der Perre, G., 2004. Three-dimensional mathematical reconstruction of the spinal shape, based on active contours. *J Biomech* 37(11), 1793-8.
- Huysmans, T., Moens, P., Van Audekercke, R., 2005. An active shape model for the reconstruction of scoliotic deformities from back shape data. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 20(8), 813-21.
- Jaremko, J. L., Poncet, P., Ronsky, J., Harder, J., Dansereau, J., Labelle, H., Zernicke, R. F., 2002. Genetic algorithm-neural network estimation of cobb angle from torso asymmetry in scoliosis. *J Biomech Eng* 124(5), 496-503.
- Jaremko, J. L., Poncet, P., Ronsky, J., Harder, J., Dansereau, J., Labelle, H., Zernicke, R. F., 2002. Indices of torso asymmetry related to spinal deformity in scoliosis. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 17(8), 559-68.
- Kadoury, S., Cheriet, F., Labelle, H., 2009. Personalized X-ray 3-D reconstruction of the scoliotic spine from hybrid statistical and image-based models. *IEEE Trans Med Imaging* 28(9), 1422-35.
- Kapandji, I. A., 2003. *Physiologie articulaire*. Maloine, Paris.
- Khoury, N., 2004. Scoliose idiopathique. Stratégie diagnostique, physiopathologie et analyse de la déformation. *EMC-Rhumatologie Orthopédie* 1, 17-44.
- King, H. A., Moe, J. H., Bradford, D. S., Winter, R. B., 1983. The selection of fusion levels in thoracic idiopathic scoliosis. *J Bone Joint Surg Am* 65(9), 1302-13.
- Labesse-Jied, F. B., H. and Dimnet, J., 2000. *Robotic modelling of the spine based on three-dimensional radiography during a standing to sitting movement*. Editions scientifiques et médicales Elsevier SAS 21, 367-75.
- Lafage, V., Dubousset, J., Lavaste, F., Skalli, W., 2004. 3D finite element simulation of Cotrel-Dubousset correction. *Comput Aided Surg* 9(1-2), 17-25.
- Lafon, Y., Lafage, V., Dubousset, J., Skalli, W., 2009. Intraoperative three-dimensional correction during rod rotation technique. *Spine (Phila Pa 1976)* 34(5), 512-9.
- Lafon, Y., Smith, F. W., Beillas, P., 2010. Combination of a model-deformation method and a positional MRI to quantify the effects of posture on the anatomical structures of the trunk. *J Biomech* 43(7), 1269-78.

- Legaye, J., Duval-Beaupere, G., 2005. Sagittal plane alignment of the spine and gravity: a radiological and clinical evaluation. *Acta Orthop Belg* 71(2), 213-20.
- Legaye, J., Saunier, P., Dumas, R., Vallee, C., 2009. Correction for patient sway in radiographic biplanar imaging for three-dimensional reconstruction of the spine: in vitro study of a new method. *Acta Radiol* 50(7), 781-90.
- Lenke, L. G., Betz, R. R., Harms, J., Bridwell, K. H., Clements, D. H., Lowe, T. G., Blanke, K., 2001. Adolescent idiopathic scoliosis: a new classification to determine extent of spinal arthrodesis. *J Bone Joint Surg Am* 83-A(8), 1169-81.
- Liu, X. C., Thometz, J. G., Lyon, R. M., Klein, J., 2001. Functional classification of patients with idiopathic scoliosis assessed by the Quantec system: a discriminant functional analysis to determine patient curve magnitude. *Spine (Phila Pa 1976)* 26(11), 1274-8; discussion 1279.
- Marin, F., Hoang, N., Aufaure, P., Ho Ba Tho, M. C., 2010. In vivo intersegmental motion of the cervical spine using an inverse kinematics procedure. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 25(5), 389-96.
- Mezghani, N., Chav, R., Humbert, L., Parent, S., Skalli, W., de Guise, J. A., 2008. A computer-based classifier of three-dimensional spinal scoliosis severity. *Int J CARS* 3, 55-60.
- Minguez, M. F., Buendia, M., Cibrian, R. M., Salvador, R., Laguia, M., Martin, A., Gomar, F., 2007. Quantifier variables of the back surface deformity obtained with a noninvasive structured light method: evaluation of their usefulness in idiopathic scoliosis diagnosis. *Eur Spine J* 16(1), 73-82.
- Mitton, D., Landry, C., Veron, S., Skalli, W., Lavaste, F., De Guise, J. A., 2000. 3D reconstruction method from biplanar radiography using non-stereocorresponding points and elastic deformable meshes. *Med Biol Eng Comput* 38(2), 133-9.
- Monheit, G. B., N., 1991. A Kinematic Model of the Human Spine and Torso. *IEEE Computer Graphics & Applications*, 29-38.
- Monnier, G. W., X. ; Beurier, G. ; Trasbot, J., 2008. Coordination of spine degrees of freedom during a motion reconstruction process. *SAE 2007 Transactions Journal of Passenger Car - Electronic and Electronic Systems*, 835-841.
- Morin Doody, M., Lonstein, J. E., Stovall, M., Hacker, D. G., Luckyanov, N., Land, C. E., 2000. Breast cancer mortality after diagnostic radiography: findings from the U.S. Scoliosis Cohort Study. *Spine (Phila Pa 1976)* 25(16), 2052-63.
- Morl, F., Blickhan, R., 2006. Three-dimensional relation of skin markers to lumbar vertebrae of healthy subjects in different postures measured by open MRI. *Eur Spine J* 15(6), 742-51.
- Oxland, T. R., Lin, R. M., Panjabi, M. M., 1992. Three-dimensional mechanical properties of the thoracolumbar junction. *J Orthop Res* 10(4), 573-80.
- Panjabi, M. M., Brand, R. A., Jr., White, A. A., 3rd, 1976. Three-dimensional flexibility and stiffness properties of the human thoracic spine. *J Biomech* 9(4), 185-92.
- Patias, P., Grivas, T. B., Kaspiris, A., Aggouris, C., Drakoutos, E., 2010. A review of the trunk surface metrics used as Scoliosis and other deformities evaluation indices. *Scoliosis* 5, 12.

- Pearcy, M. J., 1985. Stereo radiography of lumbar spine motion. *Acta Orthop Scand Suppl* 212, 1-45.
- Pearsall, D., 1992. Comparison of Three Noninvasive Methods for Measuring Scoliosis. *Physical Therapy* 72(9), 648-57.
- Perdriolle, R., 1979. *La scoliose: son étude tridimensionnelle*. Paris.
- Perie, D., Aubin, C. E., Lacroix, M., Lafon, Y., Labelle, H., 2004. Biomechanical modelling of orthotic treatment of the scoliotic spine including a detailed representation of the brace-torso interface. *Med Biol Eng Comput* 42(3), 339-44.
- Petit, Y., Aubin, C. E., Labelle, H., 2004. Patient-specific mechanical properties of a flexible multi-body model of the scoliotic spine. *Med Biol Eng Comput* 42(1), 55-60.
- Polly, D. W., Jr., Sturm, P. F., 1998. Traction versus supine side bending. Which technique best determines curve flexibility? *Spine* 23(7), 804-8.
- Pomero, V., Mitton, D., Laporte, S., de Guise, J. A., Skalli, W., 2004. Fast accurate stereoradiographic 3D-reconstruction of the spine using a combined geometric and statistic model. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 19(3), 240-7.
- Poncet, P., Dansereau, J., Labelle, H., 2001. Geometric torsion in idiopathic scoliosis: three-dimensional analysis and proposal for a new classification. *Spine (Phila Pa 1976)* 26(20), 2235-43.
- Ponseti, I. V., Friedman, B., 1950. Prognosis in idiopathic scoliosis. *Journal of Bone and Joint Surgery* 32 A(2), 381-95.
- Porto, F., Gurgel, J. L., Russomano, T., Farinatti Pde, T., 2010. Moire topography: Characteristics and clinical application. *Gait Posture* 32(3), 422-4.
- Sangole, A. P., Aubin, C. E., Labelle, H., Stokes, I. A., Lenke, L. G., Jackson, R., Newton, P., 2009. Three-dimensional classification of thoracic scoliotic curves. *Spine (Phila Pa 1976)* 34(1), 91-9.
- Selvik, G., 1989. Roentgen stereophotogrammetry. A method for the study of the kinematics of the skeletal system. *Acta Orthop Scand Suppl* 232, 1-51.
- Skalli, W., Lavaste, F., Descrimes, J. L., 1995. Quantification of three-dimensional vertebral rotations in scoliosis: what are the true values? *Spine* 20(5), 546-53.
- Stokes, I. A., 1989. Axial rotation component of thoracic scoliosis. *J Orthop Res* 7(5), 702-8.
- Stokes, I. A., 1994. 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* 19(2), 236-48.
- Stokes, I. A., Gardner-Morse, M., 1993. Three-dimensional simulation of Harrington distraction instrumentation for surgical correction of scoliosis. *Spine (Phila Pa 1976)* 18(16), 2457-64.
- Stokes, I. A., Sangole, A. P., Aubin, C. E., 2009. Classification of scoliosis deformity three-dimensional spinal shape by cluster analysis. *Spine (Phila Pa 1976)* 34(6), 584-90.

- Sun, L. W., Lee, R. Y., Lu, W., Luk, K. D., 2004. Modelling and simulation of the intervertebral movements of the lumbar spine using an inverse kinematic algorithm. *Med Biol Eng Comput* 42(6), 740-6.
- Suzuki, N., 1999. Analysis of posterior trunk symmetry index (POTSI) in Scoliosis: Part 1. *Research into Spinal Deformities* 2, 81-4.
- Suzuki, N., Ono, T., Tezuka, M., Kamilshi, S., 1992. Moire topography and back shape analysis-clinical application. In: J. D. (Ed.) *International Symposium on 3-D Scoliotic Deformities*. Gustav Fisher Verlag, Stuttgart, pp. 124-128.
- Takahashi, S., Suzuki, N., Asazuma, T., Kono, K., Ono, T., Toyama, Y., 2007. Factors of thoracic cage deformity that affect pulmonary function in adolescent idiopathic thoracic scoliosis. *Spine (Phila Pa 1976)* 32(1), 106-12.
- Theologis, T. N., Fairbank, J. C., Turner-Smith, A. R., Pantazopoulos, T., 1997. Early detection of progression in adolescent idiopathic scoliosis by measurement of changes in back shape with the Integrated Shape Imaging System scanner. *Spine (Phila Pa 1976)* 22(11), 1223-7; discussion 1228.
- Turner-Smith, A. R., Harris, J. D., Houghton, G. R., Jefferson, R. J., 1988. A method for analysis of back shape in scoliosis. *J Biomech* 21(6), 497-509.
- Vaughan, J. J., Winter, R. B., Lonstein, J. E., 1996. Comparison of the use of supine bending and traction radiographs in the selection of the fusion area in adolescent idiopathic scoliosis. *Spine* 21(21), 2469-73.
- Vrtovec, T., Pernus, F., Likar, B., 2009. A review of methods for quantitative evaluation of axial vertebral rotation. *Eur Spine J* 18(8), 1079-90.
- White, A., Panjabi, M., 1978. *Clinical biomechanics of the spine*. Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia.
- Zhang, X., Xiong, J., 2003. Model-guided derivation of lumbar vertebral kinematics in vivo reveals the difference between external marker-defined and internal segmental rotations. *J Biomech* 36(1), 9-17.

INDEX DES FIGURES

Figure 1.	Repère de référence du corps humain (Dubousset, 1994)	11
Figure 2.	Repères liés au rachis définis par la Scoliosis Research Society (Stokes, 1994)	12
Figure 3.	Repère local vertébral	12
Figure 4.	Posture rachidienne, d'après (Kapandji, 2003)	14
Figure 5.	Vertèbre d'après (Kapandji, 2003).....	14
Figure 6.	Structure du disque intervertébral d'après (Kapandji, 2003)	15
Figure 7.	Morphologie des facettes articulaires des vertèbres cervicale (a), thoracique (b) et lombaire (c), d'après (Kapandji, 2003).....	15
Figure 8.	Principe de la vertèbre pelvienne, d'après (Dubousset, 1994).....	16
Figure 9.	Système ligamentaire du rachis, d'après (Kapandji, 2003)	17
Figure 10.	Système musculaire du rachis selon (Kapandji, 2003) : Plan postérieur profond, plans moyen et superficiel, plan latéral.....	17
Figure 11.	Moelle spinale et racines nerveuses, d'après (Kapandji, 2003)	18
Figure 12.	Vertèbres stratégiques de la scoliose et rotation intervertébrale axiale, d'après (Dubousset, 1994).....	19
Figure 13.	Différents types scolioses en fonction de leur torsion (Poncet et al., 2001)	21
Figure 14.	Exemple de radiographie thoraco-lombaire postéro-antérieure (PA)	22
Figure 15.	Différents types de calibration de radiographies biplanes.....	23
Figure 16.	a : schéma de principe de fonctionnement d'un scanner (D'après un schéma de Bernard Nicolas - Éditions PEMF, BT2 "L'imagerie médicale"); b : exemple de coupe scanner.....	24
Figure 17.	Exemple de coupe IRM	25
Figure 18.	Outils de mesure directe	26
Figure 19.	Principe d'acquisitions optiques 3D	27
Figure 20.	Acquisitions de la surface du tronc complet.....	28
Figure 21.	Systèmes d'analyse du rachis en mobilités / dynamique	29
Figure 22.	Paramètres frontaux.....	31
Figure 23.	Exemple de mesure de rotations axiales à partir de radiographies de face	31
Figure 24.	Paramètres radiographiques frontaux proposés par (Berthonnaud and Dimnet, 2007).....	32
Figure 25.	Paramètres radiographiques dans le plan sagittal	33
Figure 26.	Vue apicale de la ligne spinale	33
Figure 27.	Indice de pénétration vertébrale	34
Figure 28.	Coupe scanner transversale.....	34
Figure 29.	Plans de déformation maximale	34
Figure 30.	Rotations intervertébrales (a) et vertébrales (b) latérales, et visualisation du rachis 3D.....	34
Figure 31.	Illustration de paramètres frontaux liés à la surface du dos	35
Figure 32.	Illustration de l'indice POTSI	36
Figure 33.	Illustration de paramètres sagittaux liés à la surface du dos.....	37
Figure 34.	Illustration de calculs de gibbosités	37
Figure 35.	Illustration d'indices basés sur les gibbosités	38
Figure 36.	Illustration du paramètre DAPI et de paramètres liés au tronc complet	38
Figure 37.	Corrélation angle Quantec / angle de Cobb (Goldberg et al., 2001)	40
Figure 38.	Corrélation "Hump Sum index" (HS) / angle de Cobb (Suzuki, 1992)	41
Figure 39.	Corrélation paramètres POTSI et DAPI / angle de Cobb (Minguez et al., 2007)	41
Figure 40.	Estimation de l'angle de Cobb et corrélation avec l'angle de Cobb reel (Jaremko et al., 2002)	41
Figure 41.	Réseau de neurones basé sur les indices de torse (Jaremko et al., 2002)	42

Figure 42.	Estimation de la déviation latérale et de la rotation axiale des vertèbres (Hackenberg et al., 2003).....	42
Figure 43.	Estimation de la position des centres vertébraux à partir de la ligne des épineuses et de la rotation de la surface du dos (Drerup, 1994).....	45
Figure 44.	Estimation du centre de rotation des vertèbres, méthode cinématique (Zhang and Xiong, 2003).....	45
Figure 45.	Modèle en éléments finis : corps rigides, poutres, câbles (Lafage et al., 2004)	49
Figure 46.	Modèle dynamique de corps articulés (Petit et al., 2004)	49
Figure 47.	Principe de l'acquisition Biomod 3S.....	51
Figure 48.	Étapes de la reconstruction Biomod 3S.....	52
Figure 49.	Exploitation des données Biomod 3S.....	53
Figure 50.	Processus de validation de la justesse.....	54
Figure 51.	Méthode d'évaluation de la justesse des paramètres 3D.....	55
Figure 52.	Acquisition Biomod 3S.....	55
Figure 53.	Méthode d'évaluation de la justesse des paramètres radiographiques 2D.....	57
Figure 54.	Illustration des différentes étapes du processus Biomod L permettant d'accéder à l'exploitation des paramètres de la surface du dos.....	60
Figure 55.	Interface Biomod L du bilan de l'exploitation de la surface du dos.....	61
Figure 56.	Illustration des corrélations entre les angles Biomod et les angles de Cobb.....	68
Figure 57.	Corrélation entre l'angle Biomod maximal et l'angle de Cobb maximal.....	68
Figure 58.	Corrélation entre l'angle Biomod secondaire et l'angle de Cobb secondaire.....	69
Figure 59.	Illustration des autres corrélations de l'angle Biomod maximal.....	69
Figure 60.	Corrélation entre l'angle Biomod maximal et la rotation vertébrale latérale maximale.....	70
Figure 61.	Corrélation entre l'angle Biomod maximal et la déviation latérale maximale.....	70
Figure 62.	Illustration de la corrélation entre les déviations latérales interne et externe.....	71
Figure 63.	Corrélation entre les déviations latérales maximales.....	71
Figure 64.	Illustration de la corrélation entre les creux de taille et la déviation latérale vertébrale.....	72
Figure 65.	Corrélation entre les creux de taille et la déviation latérale de la vertèbre apicale.....	72
Figure 66.	Illustration de l'orientation axiale des vertèbres et de la surface du dos.....	73
Figure 67.	Corrélation entre la gibbosité et la rotation axiale maximales.....	73
Figure 68.	Problématique.....	76
Figure 69.	Paramétrage des vertèbres en coordonnées naturelles.....	77
Figure 70.	Illustration des contraintes de corps rigide.....	78
Figure 71.	Assemblage de deux vertèbres par une liaison rotule.....	78
Figure 72.	Illustration de la contrainte distance vertèbre – surface du dos.....	80
Figure 73.	Illustration de la contrainte orientation surface du dos / vertèbre.....	81
Figure 74.	Illustration des paramètres de corps rigides liant les paramètres de coordonnées naturelles.....	83
Figure 75.	Illustration de la rotation d'une vertèbre i par rapport à sa vertèbre inférieure $i-1$ dans le mouvement relatif du temps t au temps $t+1$	85
Figure 76.	Illustration de la « conversion » des moments en efforts.....	88
Figure 77.	Relation interne – externe « distance vertèbre – surface du dos ».....	93
Figure 78.	Relation interne – externe « orientation vertèbre – surface du dos ».....	93
Figure 79.	Schéma résumant la méthode d'intégration par différences centrées.....	95
Figure 80.	Schéma résumant l'algorithme de résolution des équations de la dynamique.....	96
Figure 81.	Illustration des vertèbres issues de la reconstruction 3D des IRM ainsi que des six points anatomiques repérés sur chaque vertèbre.....	97
Figure 82.	Illustration des reconstructions 3D du rachis et surface du tronc dans le repère lié à l'IRM (1) et lié à la position debout (2).....	98
Figure 83.	Illustration des écarts entre une vertèbre issue de la simulation et une vertèbre réelle issue d'une acquisition IRM.....	98
Figure 84.	Empreinte initiale : rachis + surface du dos 3D.....	100
Figure 85.	Position finale : surface du dos 3D.....	100

Figure 86. Surface du dos en position finale recalée par rapport au rachis et à la surface du dos initiaux101

Figure 87. Configuration du rachis estimé en position finale.....101

INDEX DES TABLEAUX

Tableau 1.	Synthèse des systèmes d'acquisition du rachis.....	29
Tableau 2.	Synthèse des systèmes d'acquisition externe	30
Tableau 3.	Synthèse des relations internes - externes.....	40
Tableau 4.	Prédiction du rachis à partir de données uniquement externes	44
Tableau 5.	Modèles biomécaniques du rachis	48
Tableau 6.	Justesse des paramètres 3D de Biomod 3S.....	56
Tableau 7.	Justesse des paramètres 2D de Biomod 3S.....	57
Tableau 8.	Précision des paramètres 3D de Biomod 3S	58
Tableau 9.	Précision des paramètres 2D de Biomod 3S	58
Tableau 10.	Comparaison des résultats avec la littérature.....	59
Tableau 11.	Table d'association coefficients de corrélation / intervalle de confiance.....	65
Tableau 12.	Coefficients de corrélation reliant les paramètres de la surface du dos aux paramètres radiographiques 2D du rachis.....	66
Tableau 13.	Coefficients de corrélation reliant les paramètres de la surface du dos aux paramètres issus de la reconstruction 3D du rachis	67
Tableau 14.	Nombre de corrélations dans chaque intervalle de confiance.....	67
Tableau 15.	Récapitulatif des données utilisées pour la mise en place du modèle	82
Tableau 16.	Erreurs de positions et d'orientations entre les vertèbres issues du modèle et celles issues des IRM.....	99

ANNEXES

Annexe 1 : Détermination de la matrice de masse

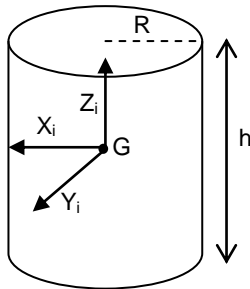
Le but de cette annexe est de présenter la détermination de la matrice de masses des vertèbres, nécessaire à la résolution des équations de la dynamique

- Données géométriques

Les vertèbres sont assimilées à des cylindres, dont le tenseur d'inertie au centre de masse s'écrit, dans le repère local :

$$[I_G] = \begin{bmatrix} m \left(\frac{R^2}{4} + \frac{h^2}{12} \right) & 0 & 0 \\ 0 & m \left(\frac{R^2}{4} + \frac{h^2}{12} \right) & 0 \\ 0 & 0 & m \frac{R^2}{2} \end{bmatrix}_{\text{stokes}}$$

Avec les données géométriques :



et m la masse.

- Vecteurs et matrices utilisés pour le calcul de la matrice de masse
- D'après le choix du paramétrage, on a (voir §1.1.2.2.) :

$$\begin{aligned} \vec{c}_{Gi} &= \vec{r}_{Gi} - \vec{r}_{Di} \\ &= n_1^{Gi} \vec{u}_i + n_2^{Gi} \vec{v}_i + n_3^{Gi} (\vec{r}_{Ui} - \vec{r}_{Di}) \\ &= [B_i^S] \vec{n}^{Gi} \end{aligned}$$

- Matrice de masse

La **matrice de masse** de chaque vertèbre s'écrit sous la forme suivante :

$$[M_i] = \begin{bmatrix} J_{uu}^i [E_{3 \times 3}] & J_{uv}^i [E_{3 \times 3}] & J_{uw}^i [E_{3 \times 3}] & (m_i n_u^{Gi} - J_{uw}^i) [E_{3 \times 3}] \\ J_{uv}^i [E_{3 \times 3}] & J_{vv}^i [E_{3 \times 3}] & J_{vw}^i [E_{3 \times 3}] & (m_i n_v^{Gi} - J_{vw}^i) [E_{3 \times 3}] \\ J_{uw}^i [E_{3 \times 3}] & J_{vw}^i [E_{3 \times 3}] & J_{ww}^i [E_{3 \times 3}] & (m_i n_w^{Gi} - J_{ww}^i) [E_{3 \times 3}] \\ (m_i n_u^{Gi} - J_{uw}^i) [E_{3 \times 3}] & (m_i n_v^{Gi} - J_{vw}^i) [E_{3 \times 3}] & (m_i n_w^{Gi} - J_{ww}^i) [E_{3 \times 3}] & (m_i - 2m_i n_w^{Gi} + J_{ww}^i) [E_{3 \times 3}] \end{bmatrix}$$

Avec :

$[E_{3 \times 3}]$ la matrice identité de dimension 3x3

\vec{n}^{Gi} les coordonnées du centre de masse G_i dans le repère $(D_i, \vec{u}_i, \vec{v}_i, \vec{w}_i)$

$[J_i]$ est le pseudo-tenseur d'inertie exprimé en D, dans la base $[\vec{u}_i, \vec{v}_i, \vec{w}_i]$:

$$[J_i] = [B_i^S]^{-1} I_D \left([B_i^S]^{-1} \right)^T$$

$$\text{avec } I_D = I_G + m_i \left[(c_G^T c_G) [E_{3 \times 3}] - c_G c_G^T \right]$$

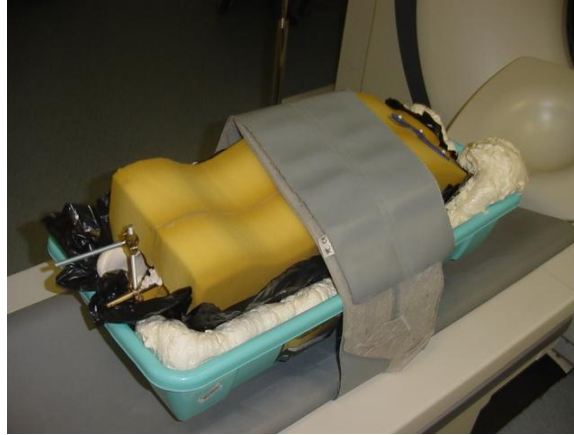
Où I_D est le tenseur d'inertie de la vertèbre exprimé au point D et I_G le tenseur d'inertie de la vertèbre exprimé au point G.

Annexe 2 : Protocole scanner

- Acquisitions

Le scanner utilisé pour ces acquisitions est de type Siemens Somaton Sensation 16. Son identification installation est S026831.

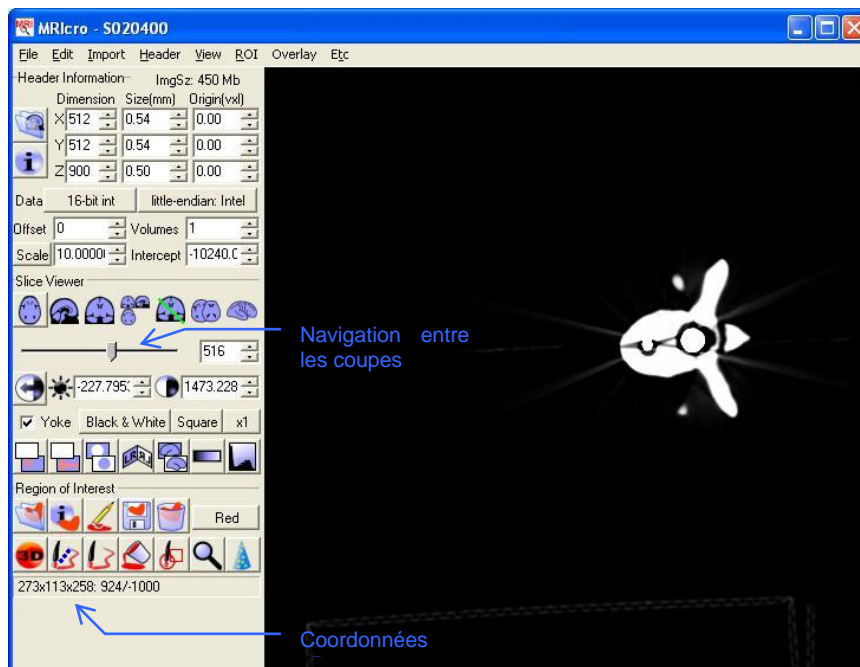
Le bac contenant le mannequin est placé en position de procubitus dans le scanner.



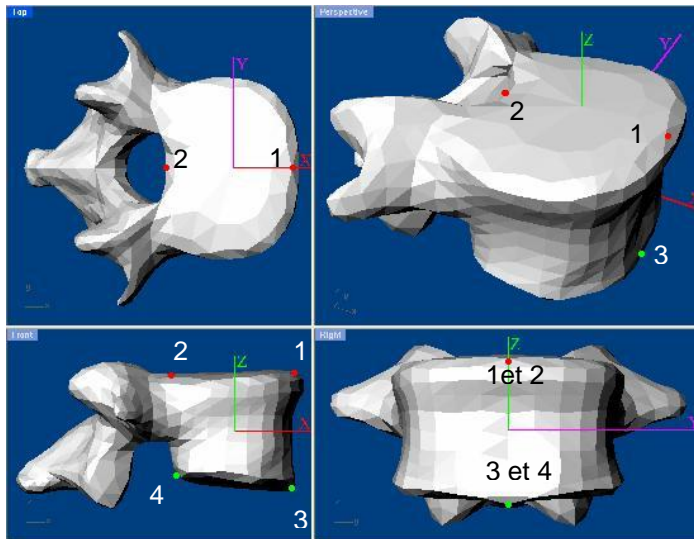
Les acquisitions sont des coupes axiales espacées de 0.5mm.

- Reconstruction 3D

Le logiciel MRicro est un logiciel en libre accès permettant de visualiser des coupes scanner enregistrées au format DICOM et de relever des coordonnées de points sur les différentes coupes (<http://www.sph.sc.edu/comd/rorden/micro.html>).



Pour chaque vertèbre, les coordonnées de 4 points sont repérées : les points antérieur et postérieur des plateaux vertébraux supérieur et inférieur.



Point 1 : point antérieur du plateau supérieur

Point 2 : point postérieur du plateau supérieur

Point 3 : point antérieur du plateau inférieur

Point 4 : point postérieur du plateau inférieur

Repérage des 4 points par vertèbre

Les coordonnées de ces 4 points permettent de définir le repère de Stokes de chaque vertèbre :

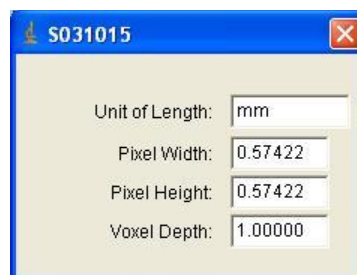
- L'origine du repère est le barycentre des 4 points
- L'axe z est l'axe passant par les centres des plateaux inférieur (moyenne des points 3 et 4) et supérieur (moyenne des points 1 et 2), orienté dans le sens inférieur vers supérieur.
- L'axe x est l'axe postéro-antérieur. Il est défini par les points postérieur (moyenne des points 2 et 4) et antérieur (moyenne des points 1 et 3)
- L'axe y est orthogonal aux deux autres.

Les vertèbres sont ensuite positionnées dans un repère spinal (voir chapitre 1, § 1.1.2.3) afin de déterminer les paramètres 3D du rachis (positions, rotations).

Le dernier paramètre 3D, la hauteur des vertèbres, est la distance entre les centres des plateaux inférieur et postérieur.

- Précision des reconstructions scanner

Le scanner utilisé est de type Siemens Somatom Sensation 16. Les clichés sont réalisés avec une résolution de 0.5 à 0.7mm pour une épaisseur de coupe de 0.5mm.



Exemple de résolution pour une acquisition scanner (donnée issue des informations DICOM)

Afin d'être utilisée comme méthode de mesure de référence, les exploitations 3D scanner doivent être précises.

Pour vérifier cette précision, un opérateur effectue trois fois la reconstruction 3D scanner et les paramètres 3D obtenus sont comparés. La moyenne des écart-types entre les 3 reconstructions est calculée.

$$précision = \frac{1}{18} \sum_{v=1}^{18} \sqrt{\frac{1}{3} \sum_{n=1}^3 (\bar{\alpha} - \alpha_n)^2}$$

La variabilité intra-opérateur obtenue est la suivante :

dx en mm	dy en mm	dz en mm	rx en deg	ry en deg	rz en deg	h en mm
0,1	0,1	0,1	0,5	0,5	0,4	0,2

Les variabilités observées sont très inférieures au millimètre. Cependant, le logiciel MRIcro permettant de visualiser les coupes scanner affiche les coordonnées des points en millimètres, sans décimale. La variabilité trouvée étant inférieure à la résolution du logiciel, la précision considérée est donc de l'ordre de 1mm.

La variabilité intra-opérateur de l'exploitation du scanner est inférieure à celle des exploitations Biomod3S.