



Titre: Contribution à l'amélioration du réalisme d'un modèle multi-corps
flexibles de chirurgie pour le traitement de la scoliose

Auteur: Fabien Luce
Author:

Date: 2004

Type: Mémoire ou thèse / Dissertation or Thesis

Référence: Luce, F. (2004). Contribution à l'amélioration du réalisme d'un modèle multi-corps
flexibles de chirurgie pour le traitement de la scoliose [Master's thesis, École
Citation: Polytechnique de Montréal]. PolyPublie. <https://publications.polymtl.ca/7432/>

 **Document en libre accès dans PolyPublie**
Open Access document in PolyPublie

URL de PolyPublie: <https://publications.polymtl.ca/7432/>
PolyPublie URL:

**Directeurs de
recherche:** Carl-Éric Aubin
Advisors:

Programme: Unspecified
Program:

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

CONTRIBUTION À L'AMÉLIORATION DU RÉALISME D'UN MODÈLE
MULTI-CORPS FLEXIBLES DE CHIRURGIE POUR LE TRAITEMENT DE
LA SCOLIOSE

FABIEN LUCE

INSTITUT DE GÉNIE BIOMÉDICAL
ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

MÉMOIRE PRÉSENTÉ EN VUE DE L'OBTENTION
DU DIPLÔME DE MAÎTRISE ÈS SCIENCES APPLIQUÉES
(GÉNIE BIOMÉDICAL)

OCTOBRE 2004



Library and
Archives Canada

Bibliothèque et
Archives Canada

Published Heritage
Branch

Direction du
Patrimoine de l'édition

395 Wellington Street
Ottawa ON K1A 0N4
Canada

395, rue Wellington
Ottawa ON K1A 0N4
Canada

Your file Votre référence

ISBN: 0-494-01361-3

Our file Notre référence

ISBN: 0-494-01361-3

NOTICE:

The author has granted a non-exclusive license allowing Library and Archives Canada to reproduce, publish, archive, preserve, conserve, communicate to the public by telecommunication or on the Internet, loan, distribute and sell theses worldwide, for commercial or non-commercial purposes, in microform, paper, electronic and/or any other formats.

The author retains copyright ownership and moral rights in this thesis. Neither the thesis nor substantial extracts from it may be printed or otherwise reproduced without the author's permission.

AVIS:

L'auteur a accordé une licence non exclusive permettant à la Bibliothèque et Archives Canada de reproduire, publier, archiver, sauvegarder, conserver, transmettre au public par télécommunication ou par l'Internet, prêter, distribuer et vendre des thèses partout dans le monde, à des fins commerciales ou autres, sur support microforme, papier, électronique et/ou autres formats.

L'auteur conserve la propriété du droit d'auteur et des droits moraux qui protègent cette thèse. Ni la thèse ni des extraits substantiels de celle-ci ne doivent être imprimés ou autrement reproduits sans son autorisation.

In compliance with the Canadian Privacy Act some supporting forms may have been removed from this thesis.

Conformément à la loi canadienne sur la protection de la vie privée, quelques formulaires secondaires ont été enlevés de cette thèse.

While these forms may be included in the document page count, their removal does not represent any loss of content from the thesis.

Bien que ces formulaires aient inclus dans la pagination, il n'y aura aucun contenu manquant.

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL
ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

Ce mémoire intitulé :

CONTRIBUTION À L'AMÉLIORATION DU RÉALISME D'UN MODÈLE
MULTI-CORPS FLEXIBLES DE CHIRURGIE POUR LE TRAITEMENT DE
LA SCOLIOSE

présenté par : LUCE Fabien

en vue de l'obtention du diplôme de : Maîtrise ès sciences appliquées

a été dûment accepté par le jury d'examen constitué de :

Mme VILLEMURE Isabelle, Ph.D., présidente

M. AUBIN Carl-Éric, Ph.D., membre et directeur de recherche

M. BARON Luc, Ph.D., membre

A mes grands parents,

A mes parents,

A mes sœurs,

A Anne,

REMERCIEMENTS

J'aimerais remercier chaleureusement mon directeur de recherche, le Pr. Carl-Éric Aubin, pour m'avoir accueilli dans cette équipe formidable qu'est celle du LIS3D-LMBCAO. Merci aussi pour ses précieux conseils, sa disponibilité et son expérience qui ont su me guider tout au long de ma maîtrise.

Je tiens à exprimer ma sincère gratitude aux personnes qui m'ont épaulé et de qui j'ai tant appris durant mon séjour au Québec, pour ne pas les nommer : Oana, Stéphane, Dave et Luc (les filles d'abord puis classés par âge!).

Mes pensées vont aussi à mes amis restés au pays qui ne m'ont jamais oublié.

Un grand merci aussi aux personnes m'ayant donné plusieurs coups de main et sans lesquelles rien n'aurait été fait rigoureusement : Josée Carrier qui inlassablement répondait de façon très pertinente à toutes mes questions, Oana Ciolofan m'ayant parfois fait remarquer que je faisais « médicalement » fausse route, Julien Clin pour sa maîtrise de certaines notions mathématiques et mécaniques qui m'étaient inaccessibles et en « guest star » Radu Stirbu pour ses conseils de vieux routier blasé de la biomécanique. Merci à Yvan Petit, pour avoir laissé derrière lui une étude claire et par moment géniale, grâce à laquelle mon travail a été grandement facilité.

Un grand sourire à toutes ces personnes sympathiques et inspirées du LIS3D-LMBCAO, grâce auxquelles prendre le métro tous les matins pendant deux ans n'était pas tant que ça une corvée.

Finalement, je tiens à remercier le Conseil de Recherche en Science Naturelles et Génie (CRSNG) et la compagnie Medtronic Sofamor Danek pour leur support financier.

RÉSUMÉ

La scoliose idiopathique est une déformation tridimensionnelle de la colonne vertébrale dont un des traitements pour les cas les plus sévères et évolutifs est la chirurgie d'instrumentation et ostéosynthèse. Les objectifs de la chirurgie sont de corriger les déformations scoliotiques et de stabiliser ces corrections afin de promouvoir la fusion osseuse du segment instrumenté du rachis. La chirurgie par abord postérieur nécessite le positionnement d'une instrumentation rigide composée d'une tige et de plusieurs implants, vis ou crochets. Chaque chirurgien possède une stratégie propre quant au placement des implants ou encore à la séquence d'attachement de la tige. Un objectif à long terme serait d'offrir au chirurgien un outil numérique de prédiction de la correction apportée au rachis scoliotique à travers différentes stratégies chirurgicales.

Plusieurs modèles éléments finis et multi-corps ont déjà été proposés afin de simuler la chirurgie de la scoliose. Dans ces modèles, on a particulièrement porté attention à la modélisation de la liaison intervertébrale qui tient compte des propriétés mécaniques du disque intervertébral et des ligaments. Deux représentations de la liaison intervertébrale (de type « poutre » et « sphérique ») par l'approche multi-corps ont déjà été proposées; cependant une de leurs limites concerne leur capacité à bien rendre compte des mouvements physiologiques d'une vertèbre par rapport à une autre. En outre, les efforts qu'induisent ces liaisons lors de la simulation de la chirurgie sont assez élevés. Il est de plus important de considérer les propriétés mécaniques de cette liaison qui sont spécifiques à chaque

patient. Par ailleurs, les liaisons implants/vertèbres des modèles multi-corps sont généralement représentés par des liens cinématiques parfaits, n'autorisant pas de flexibilité qui est pourtant présente en réalité. Ceci se traduit par des efforts importants lors des simulations de chirurgie.

Le but de ce travail de maîtrise était d'améliorer la modélisation de la liaison intervertébrale et du complexe implant/vertèbre d'un modèle existant afin de rendre les simulations d'intervention chirurgicale pour le traitement de la scoliose encore plus réalistes. La première hypothèse qui a été testée dans ce projet était que le résultat de la chirurgie dépend fortement des propriétés mécaniques du rachis scoliotique numérique. Et enfin la seconde hypothèse était que la liaison entre l'implant et la vertèbre influe significativement sur le résultat de la chirurgie.

Les objectifs spécifiques du projet étaient au nombre de trois:

- La modélisation et l'évaluation d'une nouvelle liaison intervertébrale.
- L'amélioration des techniques de personnalisation du rachis (à partir des travaux de Petit, 2002) et leur évaluation.
- La modélisation et l'évaluation d'une nouvelle liaison implant vertèbre.

Dans cette étude, un joint de type « field » correspondant à un ressort 3D généralisé a fait office de nouvelle liaison intervertébrale. Les propriétés mécaniques génériques initiales de ce joint ont été tirées d'études expérimentales publiées (Panjabi, 1976). Les chirurgies d'instrumentation Colorado 2 de 7 patients ont été simulées en 3 étapes : l'attachement de la tige, la rotation de la tige et le serrage des écrous. L'effet du joint « field » sur les résultats de la chirurgie a été étudié et comparé à deux autres modélisations de joints utilisées précédemment : de types

« poutre » et « sphérique ». Par rapport aux deux autres joints, le joint de type « field » induit des corrections géométriques satisfaisantes dont les différences d'adéquation maximales sont de 4.6 mm en moyenne sur la position des corps vertébraux toutes directions confondues, et de 3.7 degrés sur les angles de Ferguson, alors que les efforts induits par les manœuvres chirurgicales sont en moyenne inférieurs à ceux induits par les autres joints. Ces résultats satisfaisant s'expliquent par le fait que les degrés de libertés principaux du mouvement intervertébral sont mieux pris en compte.

La procédure de personnalisation a consisté à définir une fonction objectif qui mesurait l'adéquation du modèle avec le rachis instrumenté du patient en fonction des propriétés mécaniques des joints intervertébraux du rachis numérique. La recherche des propriétés mécaniques les plus satisfaisantes a été faite à l'aide des techniques de krigeage et d'un algorithme génétique. On en a déduit une classification de la rigidité des segments rachidiens. Les corrections géométriques étaient en moyenne améliorées dans le plan frontal. Les efforts étaient par contre supérieurs à ceux trouvés avec la liaison de type « field » non personnalisée. La personnalisation uniquement dans un plan et sur un nombre de segments limités était sûrement à l'origine du manque d'adéquation restant avec la réalité.

La modélisation de la liaison implant/vertèbre a été réalisée en deux étapes : une étude expérimentale permettant de caractériser et spécifier les rigidités entre l'implant et la vertèbre et la modélisation de la liaison. Une liaison flexible a été introduite en ajoutant un joint « field » entre l'implant et la vertèbre. Cette liaison « flexible » a entraîné une différence d'adéquation moyenne de 2 mm avec le rachis instrumenté. Cependant, l'énergie ainsi emmagasinée dans la déformation des

joints a réduit en moyenne de 200 N les efforts des manœuvres chirurgicales par rapport aux simulations de chirurgies avec liaison implant/vertèbre « rigide ».

En ce qui concerne la première hypothèse du projet, on a pu constater que les propriétés mécaniques de la liaison intervertébrale n'influent pas vraiment sur les corrections de la simulation de chirurgie. Cependant, elles influent grandement sur les efforts induits par la chirurgie. La seconde hypothèse est vérifiée, puisque l'on a montré que l'introduction d'une liaison implant/vertèbre a de l'influence sur les corrections et les efforts de la chirurgie. Par rapport aux objectifs, les différentes étapes de ce projet ont montré l'intérêt de définir correctement les liaisons intervertébrales en mécanique numérique du rachis. On a aussi montré que le réalisme d'une simulation de chirurgie ne résidait pas que dans les propriétés mécaniques du rachis. Ce projet a contribué au développement d'un simulateur de chirurgie pour assister le chirurgien dans l'évaluation des stratégies pré opératoires.

ABSTRACT

Idiopathic scoliosis is a 3D deformation of the spine. One of the treatments for the most severe and progressive cases is surgery with instrumentation and osteosynthesis. The aims of surgery are to correct scoliotic deformations and to stabilize them in order to promote bone fusion of the instrumented segment. Posterior surgery involves the positioning of a stiff instrumentation composed of a rod and several implants, screws or hooks. Each surgeon has their own strategy for the implants location or the sequence of attachment of the rod. A long term objective would be to offer to the surgeon a numeric tool in order to predict correction brought to scoliotic spine through several surgery strategies.

Several finite element and multi body models have already been proposed in order to simulate scoliosis surgery. In these models, the focus was to model the intervertebral link that takes into account the mechanical properties and the ligaments. Two representations of the intervertebral link (the "beam" and the "spherical" representations) in multi body representation have already been proposed, however they are limited in exactly representing physiologic movements of the vertebra to another one. Moreover, the forces produced by these two links during a surgery simulation are quite high. It is important too to consider mechanical properties of this link that are specific to each patient. In addition, implant/vertebra links of multi body models were so far represented by perfect cinematic joints, forbidding all flexibilities that are actually present in reality. This lead to important forces during surgery simulations.

The aim of this master thesis was to improve the modeling of the intervertebral link and the implant/vertebra complex of an existing model in order to increase the realism of surgery simulations for the treatment of scoliosis. The first hypothesis addressed in this project was that the result of surgery is highly dependant of mechanical properties of the numerical scoliotic spine. The second hypothesis was that the link between the vertebra and the implant influences significantly the surgery result. There were 3 specific aims:

- The modeling and the evaluation of a new intervertebral joint
- The improvement of the personalization techniques of the spine (based upon Petit's works, 2002) and their evaluation.
- The modeling and the evaluation of a new vertebra/implant link

A « field » joint representing for a generalized 3D spring is used in order to model a new intervertebral joint. Generic mechanical properties of this link have been extracted from experimental published studies (Panjabi, 1976). Surgeries of 7 patients have been simulated. The effect of 3 different joints ("beam", "spherical" and "field" joints) have been studied on the result of surgery. The use of the "field" joint provided satisfying geometrical correction (maximum average error of 4.6 mm on the 3D position of the vertebra bodies ,and an 3.7 degrees average difference of the Ferguson angles). The forces and torques induced by surgery maneuvers are in average less than those induced by the two other joints. These satisfying results can be explained by the capacity of the "field" joint to reflect more the coupling effects of the intervertebral joint.

The personalization procedure consists in the definition of an objective function that measures the adequacy of the model with the real surgery in function

of the mechanical properties of the intervertebral joint of the numerical spine. The research of the better mechanical properties are made with the use of kriging and genetic algorithms techniques. We can deduce a classification of spine segmental stiffness and compare it to Petit's one. Geometrical corrections are improved 0.5 mm on average in the 3 directions. However, forces and torques induced by surgery maneuvers are superior to those found with the generic joint. The use of data in the coronal plane only and of a small number of stiffness segments are certainly the cause of the increasing of reaction forces.

The introduction of an implant/vertebra link in our simulations decreases the adequation of the geometrical correction of 2 mm on average in all directions but increases the realism of reaction forces due to surgical maneuvers. The energy absorbed by the joint decreases the forces and torques. A diminution up to 200N was observed when comparing the simulations to a rigid implant/vertebra joint.

Concerning the first hypothesis of the master thesis, the mechanical properties of the intervertebral link do not influence significantly the correction of the spine. However, they highly influence the forces induced by the surgery. The second hypothesis is verified since the introduction of a link between the vertebra and the implant influences the corrections and the forces induced by the surgery. The different steps of the project have shown the importance of defining correctly the intervertebral links. These results lead to the development of a spine surgery simulator to assist the surgeon in evaluating pre operative strategies.

TABLE DES MATIÈRES

Dédicace.....	IV
Remerciements	V
Résumé	VII
ABSTRACT	XI
TABLE DES MATIÈRES	XIV
LISTE DES TABLEAUX	XVII
LISTE DES FIGURES	XVIII
LISTE DES ANNEXES	XXI
Introduction.....	1
Chapitre 1. Revue des connaissances	3
1.1. Anatomie et fonctionnalité du tronc.....	3
1.1.1. Description du tronc sain	3
1.1.2. Fonctionnalité du rachis	8
1.2. Scoliose idiopathique	13
1.3. Evaluation des déformations	15
1.3.1. Examen et évaluation du rachis scoliotique	15
1.3.2. Reconstruction 3D de la géométrie du rachis	17
1.4. Traitements	18
1.5. Simulations chirurgicales par modèles numériques.....	28
1.5.1. Revue des modèles de joints intervertébraux.....	28
1.5.2. Modèles d'actes chirurgicaux pour le traitement de la scoliose	33
1.5.3. Procédures de personnalisation existantes	39

CHAPITRE 2. Matériel et méthodes	42
2.1. Hypothèses, objectifs et approche générale	42
2.2. Modélisation d'un joint intervertébral.....	43
2.3. Personnalisation des propriétés mécaniques du rachis	46
2.3.1. Techniques d'interpolation et d'optimisation utilisées	46
2.3.1.1. Interpolation par krigeage dual.....	47
2.3.1.2. Optimisation par algorithmes génétiques.....	48
2.3.2. Procédure de personnalisation	54
2.4. Modélisation de la liaison implant vertèbre	58
2.4.1. Expérimentation de caractérisation du complexe implant/vertèbre ..	58
2.4.2. Modélisation	60
2.5. Méthodes d'évaluation de l'acte chirurgical numérique.....	61
2.5.1. Simulation des actes chirurgicaux pour la correction de la scoliose ..	61
2.5.2. Mise en place des résultats.....	64
CHAPITRE 3. Résultats	69
3.1. Corrections géométriques.....	69
3.2. Les efforts.....	77
3.3. La personnalisation	80
CHAPITRE 4. Analyse des résultats et Discussion.....	82
4.1. La simulation de la chirurgie	82
4.2. Sources générales d'erreurs.....	83
4.3. Les corrections géométriques	85
4.4. Efforts induits par la chirurgie	88
4.5. Personnalisation	92
Conclusions et recommandations	97

RÉFÉRENCES	100
Annexes.....	110

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1.1: Résumé des modèles éléments finis de simulation de chirurgie	34
Tableau 2.1 : Raideurs du complexe implant/vertèbre utilisées dans la maîtrise.....	59
Tableau 2.2: Caractéristiques des patients utilisés pour les simulations de chirurgie	64
Tableau 3.1 : Valeurs des indices de caractérisation géométrique pour plusieurs types de liaison	70
Tableau 3.2 : Écarts des angles de Ferguson thoraciques en degrés pour 7 patients	72
Tableau 3.3 : Écarts des angles de Ferguson lombaires en degrés pour 2 patients	72
Tableau 3.4 : Écarts des angles de l'orientation du plan de déformation maximale pour 7 patients	75
Tableau 3.5 : Moyennes sur les 7 patients des forces de réactions en N.....	77
Tableau 3.6 : Moyennes sur les 7 patients des moments de réactions en N.m	78
Tableau 3.7: Coefficients de rigidité (σ_i) des segments rachidiens personnalisés ...	80
Tableau 4.1: Types d'effort et zones à risque	88

LISTE DES FIGURES

Figure 1.1: Vue d'ensemble de la colonne vertébrale: (a) vue antéro postérieure (b) vue postéro antérieure (c) vue sagittale	4
Figure 1.2: Description de la vertèbre type.....	5
Figure 1.3: Coupe transversale d'un couple de vertèbre	6
Figure 1.4: Vue frontale de la cage thoracique.....	7
Figure 1.5: Vue frontale du bassin	8
Figure 1.6: Système de référence global	9
Figure 1.7: Répartition des contraintes du disque intervertébral en traction.....	11
Figure 1.8: Orientation des facettes articulaires: (A) segment cervical (B) segment thoracique (C) segment lombaire	12
Figure 1.9: Ligaments du rachis.....	12
Figure 1.10: Types de scolioses	14
Figure 1.11: Représentation de la scoliose et de la gibbosité	15
Figure 1.12: Mesure de l'angle de Cobb pour le rachis scoliotique	16
Figure 1.13: Mesure de l'angle de Ferguson pour le rachis scoliotique.....	16
Figure 1.14: Représentation 3D du rachis, de la cage thoracique et du bassin	18
Figure 1.15: Clichés pré-opératoire et post-opératoire avec l'instrumentation Cotrel-Dubousset	20
Figure 1.16: une des positions possibles du patient avant l'opération	21
Figure 1.17: Insertion des implants: (a) insertion des crochets (b) insertion des vis pédiculaires (c) insertion des agrafes	22
Figure 1.18: Cintrage de la tige	23

Figure 1.19: Attachement des tiges.....	24
Figure 1.20: Rotation de la tige correctrice.....	25
Figure 1.21: Serrage des écrous	26
Figure 1.22: Charges appliquées lors de l'expérience de Panjabi: (a) Force (b) Moment	28
Figure 1.23: Lois de comportement de l'unité fonctionnelle: (a) relation force déplacement-rotation (b) relation moment déplacement-rotation	29
Figure 1.24: Représentation d'une poutre et de ses repères caractéristiques	30
Figure 1.25: Termes de la matrice de raideur pour une poutre de Timoshenko	31
Figure 1.26: Représentation du joint sphérique pour la liaison intervertébrale	32
Figure 1.27: Étapes de simulations du modèle multi corps flexible de Poulin et coll. (1998) : (a) modèle initial, (b) attachement de la tige, (c) rotation de la tige	37
Figure 1.28: Angles de Ferguson par segment lors d'une flexion latérale droite.....	41
Figure 2.1: Représentation de l'élément field et marqueurs caractéristiques	43
Figure 2.2: Configurations possibles pour la modélisation du joint intervertébral...	45
Figure 2.3: Bases des AG (a) Niveaux d'organisation (b) codage des variables d'optimisation	50
Figure 2.4: représentation schématique du fonctionnement d'un AG.....	51
Figure 2.5: Croisements (a) en un point (b) en deux points.....	53
Figure 2.6: représentation schématique d'une mutation dans un chromosome.....	53
Figure 2.7: Mesures sur les radiographies frontales (test d'inflexion latérales): (a) angles de Ferguson par segment (b) amplitude Θ du test d'inflexion.....	56
Figure 2.8: Montage expérimental de caractérisation de la liaison implant vertèbre	60
Figure 2.9: Modélisation de la liaison implant vertèbre.....	61

Figure 2.10 : Méthode de calcul des indices de corrections géométriques	66
Figure 2.11: Définition du repère de courbure régionale.....	66
Figure 4.1: Répartition en pourcentage des 30° de l'amplitude totale de correction dans les trois segments de la courbure	95
Figure A.1: Insertion des implants dans les vertèbres.....	110
Figure A.2: Génération et placement de la tige	110
Figure A.3: Insertion des clips	111
Figure A.4: Rotation de la tige	111
Figure A.5: Serrage des écrous.....	112
Figure B.1: Représentation de la fonction objectif krigée du patient 1 à travers diverses variables fixées.....	113

LISTE DES ANNEXES

Annexe A : Quelques étapes de simulation en image.....	110
Annexe B : Représentation de la fonction objectif.....	113
Annexe C : Protocole de personnalisation	114

INTRODUCTION

La scoliose idiopathique est une déformation tridimensionnelle de la colonne vertébrale dont un des traitements pour les cas les plus sévères est la chirurgie. Les objectifs de la chirurgie sont de corriger les déformations scoliotiques et de stabiliser ces corrections afin de promouvoir la fusion osseuse du segment instrumenté du rachis. La chirurgie par abord postérieur nécessite le positionnement d'une instrumentation rigide composée d'une tige et de plusieurs implants, vis ou crochets. Chaque chirurgien possède une stratégie propre quant au placement des implants ou encore à la séquence d'attachement de la tige. Un objectif à long terme serait d'offrir au chirurgien un outil numérique de prédiction de la correction apportée au rachis scoliotique à travers différentes stratégies chirurgicales.

Pour simuler l'acte chirurgical, plusieurs études ont fait appel aux méthodes par éléments finis qui sont très coûteuses en temps de calcul. Inspirés par Patwardhan (1982), Poulin (1998), Petit (2002), Verniest (2003) et Stirbu (2004) ont proposé divers modèles multi-corps pour la simulation de chirurgie selon différents systèmes d'instrumentation. Ces modèles permettent des simulations réalistes et beaucoup moins longues. Ils ont en outre travaillé sur quelques aspects importants de la simulation de chirurgie : la définition des propriétés mécaniques du rachis (Petit, 2002) ou encore le réalisme de la simulation de la pose de l'instrumentation (Verniest, 2003). Afin d'assurer la continuité de ces études, trois points ont été abordés dans ce projet : la modélisation d'une nouvelle liaison

intervertébrale, l'amélioration du processus de personnalisation des rachis numériques et enfin la modélisation d'une liaison entre l'implant et la vertèbre.

Le chapitre 1 de ce mémoire présente une revue des connaissances nécessaire à la mise en place du travail. L'anatomie du tronc sain y est brièvement décrite, sa fonctionnalité ainsi que la scoliose idiopathique, ses traitements et les travaux de modélisation déjà existant visant à reproduire l'acte chirurgical le sont aussi. Le chapitre 2 présente le matériel et les méthodes du projet. Trois points sont traités: la modélisation et la documentation d'une nouvelle liaison intervertébrale, la proposition de nouvelles techniques plus performantes pour la personnalisation des propriétés mécaniques du rachis numérique et enfin la modélisation et la documentation d'une liaison implant/vertèbre. Les résultats des corrections et des efforts induits par les manœuvres de chirurgie sur 7 patients sont présentés au chapitre 3 puis discutés au chapitre 4. Enfin, la conclusion commentera si les objectifs de cette maîtrise ont été atteints et posera les bases des travaux futurs et les recommandations de l'auteur.

CHAPITRE 1. REVUE DES CONNAISSANCES

1.1. Anatomie et fonctionnalité du tronc

1.1.1. Description du tronc sain

Le tronc est composé principalement de la colonne vertébrale, de la cage thoracique, du bassin, de muscles et de ligaments.

La colonne vertébrale (ou rachis) constitue avec le crâne le squelette axial postérieur. Elle se divise en quatre segments, de haut en bas (Figure 1.1): le rachis cervical formé de 7 vertèbres; le rachis thoracique (ou dorsal) formé de 12 vertèbres sur lesquelles s'appuient les côtes; le rachis lombaire, formé de 5 vertèbres; le segment sacro-coccygien constitué du sacrum et du coccyx formé de vertèbres soudées (5 vertèbres pour le sacrum, et 4 ou 5 vertèbres pour le coccyx). Elle s'articule en haut avec le crâne et en bas avec le bassin.

Dans le plan sagittal (Figure 1.1.c), on distingue une courbure cervicale à convexité antérieure (lordose cervicale), une courbure thoracique à concavité antérieure (cyphose thoracique), une courbure lombaire à convexité antérieure (lordose lombaire), une courbure pelvienne à concavité antérieure (cyphose sacrée).

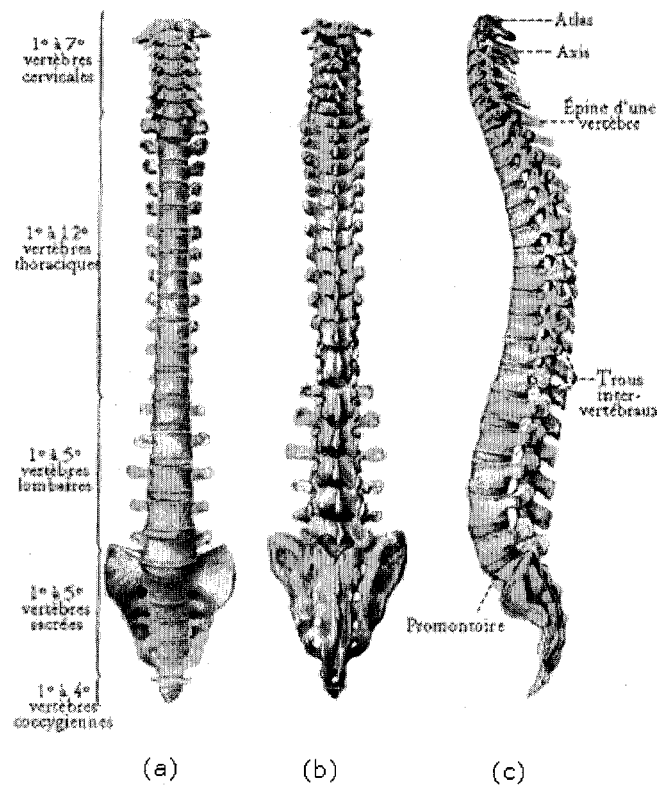


Figure 1.1: Vue d'ensemble de la colonne vertébrale: (a) vue antéro postérieure (b) vue postéro antérieure (c) vue sagittale
(tirée de <http://site.ifrance.com/CorpsHumain/>, consulté le 04/13/04)

À l'exception des deux premières vertèbres cervicales et du sacrum, les vertèbres ont des caractéristiques générales assez similaires. La vertèbre générique est formée en avant d'un corps vertébral et d'un arc osseux postérieur ou arc neural. Le corps vertébral est essentiellement constitué d'os spongieux et cortical. Les faces supérieures et inférieures du corps vertébral constituent les plateaux vertébraux. L'arc postérieur est formé de deux pédicules, de deux lames vertébrales, d'un processus (apophyse) épineux, de deux processus (apophyses) transverses et de quatre processus (apophyses) articulaires (Figure 1.2).

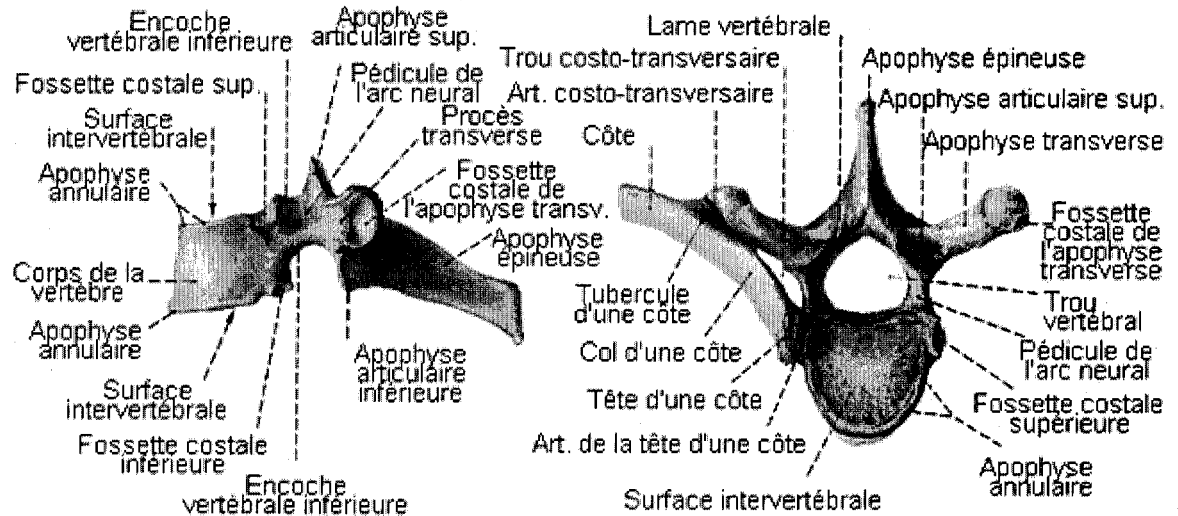


Figure 1.2: Description de la vertèbre type

(tirée de <http://site.ifrance.com/CorpsHumain/>, consulté le 04/13/04)

Le trou vertébral (Figures 1.2 et 1.3) est limité en avant par les faces postérieures des corps vertébraux et le bord postérieur des disques intervertébraux, revêtus par le ligament longitudinal postérieur. En arrière, il est limité par les lames vertébrales et les ligaments jaunes; et latéralement par les pédicules et les foramens intervertébraux et les articulations zygapophysaires.

Les corps vertébraux sont unis entre eux par les disques intervertébraux (Figure 1.3) dont l'épaisseur varie entre 3 mm (premiers disques thoraciques), 5 à 6 mm (disques cervicaux) et 10 à 15 mm (disques lombaires). Dans les régions cervicale et lombaire, le disque est plus épais en avant qu'en arrière. Le disque est constitué de deux parties : l'une, périphérique, l'anneau fibreux (annulus fibrosus) l'autre, centrale, noyau pulpeux (ou nucleus pulposus) de topographie habituellement excentrique, plus près du bord postérieur que du bord antérieur. La composition histochimique du disque de l'adulte comprend, dans des proportions variables, des protéoglycanes, de l'eau (65 à 90%) et des fibres de collagène.

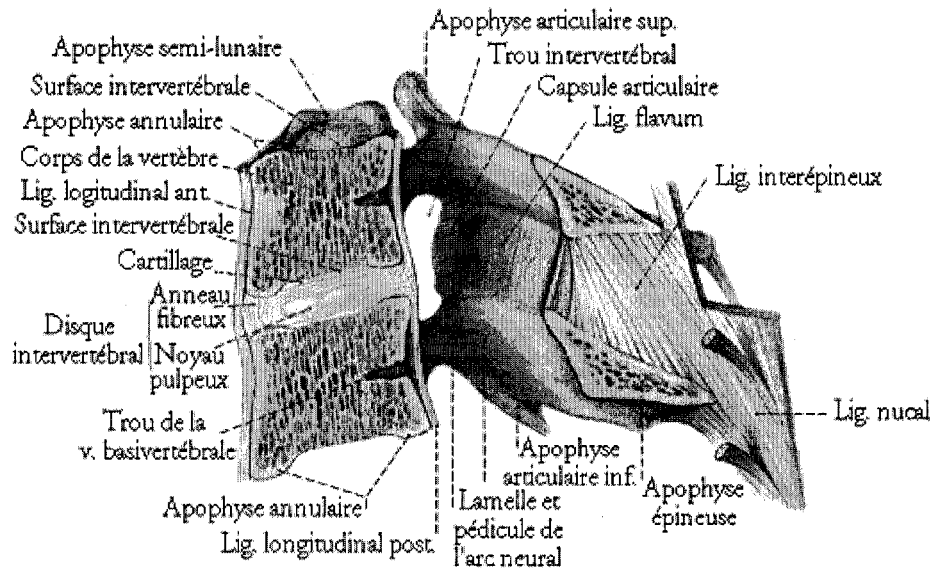


Figure 1.3: Coupe transversale d'un couple de vertèbre
 (tirée de <http://site.ifrance.com/CorpsHumain/>, consulté le 04/13/04)

La cage thoracique (Figure 1.4), formée du sternum et des côtes reliées aux vertèbres thoraciques, sert à la fois de contenant et de protection, aux organes internes dont les poumons et le cœur. Le sternum est un os plat, long, en trois parties. Les côtes sont des os longs, aplatis et courbés (en forme d'arc), en torsion sur eux-mêmes et fortement obliques en bas et en avant. Elles sont au nombre de 12. La tête de la côte s'articule avec le corps de sa vertèbre correspondante et celui de la sous-jacente. La tubérosité postérieure (face postérieure, un peu en dehors de la tête) s'articule avec l'apophyse transverse de la vertèbre sous-jacente.

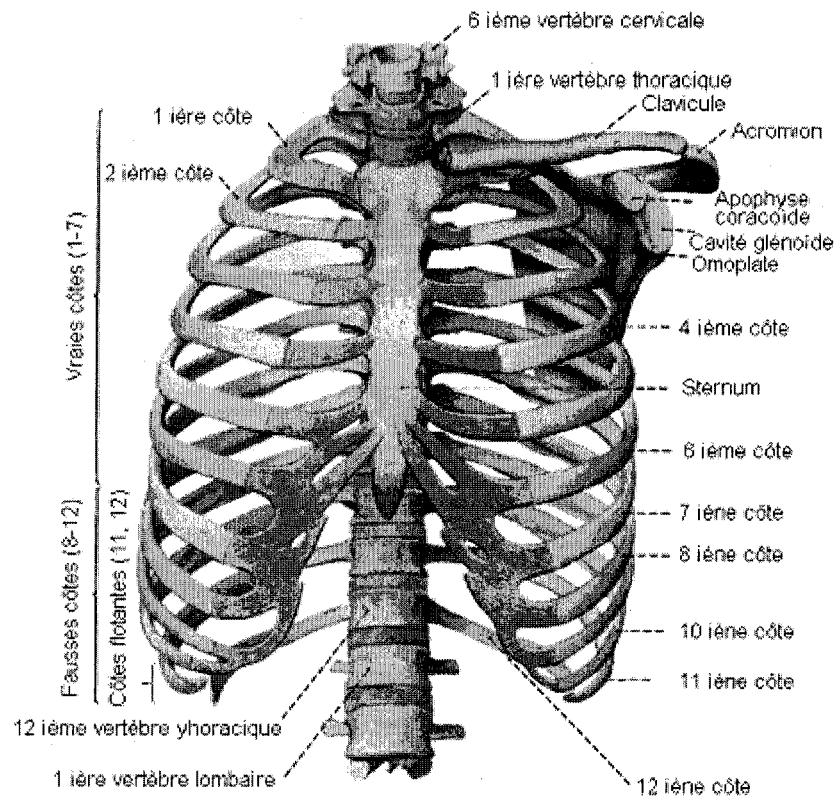


Figure 1.4: Vue frontale de la cage thoracique
 (tirée de <http://site.iffance.com/CorpsHumain/> , consulté le 04/13/04)

La ceinture pelvienne ou bassin (Figure 1.5) constitue le lien entre le tronc et les membres inférieurs. Cet anneau osseux est constitué des deux os iliaques latéralement et du sacrum en arrière.

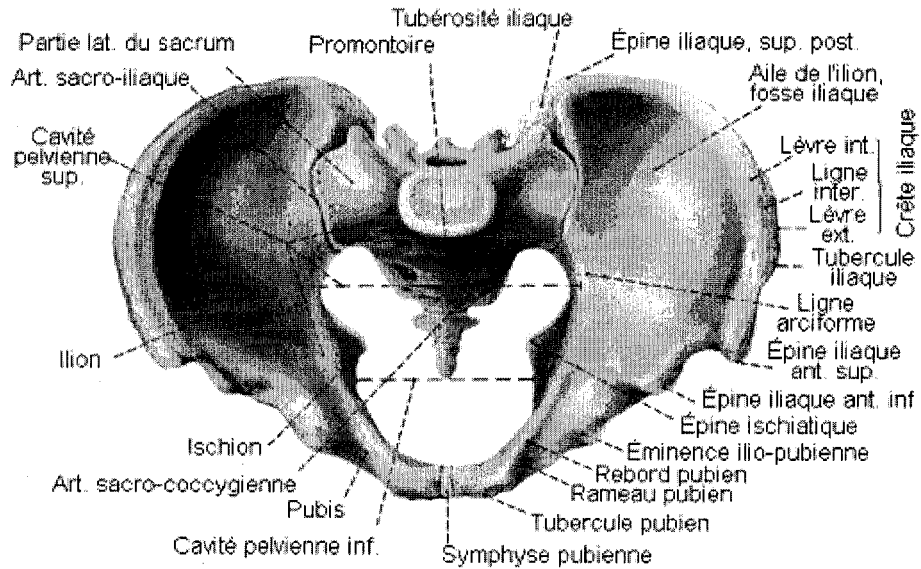


Figure 1.5: Vue frontale du bassin

(tirée de <http://site.ifrance.com/CorpsHumain/>, consulté le 04/13/04)

1.1.2. Fonctionnalité du rachis

En biomécanique du rachis, les quatre systèmes de références généralement utilisés sont ceux définis par la Scoliosis Research Society (S.R.S.) (Stokes, 1994) : les repères global, spinal, de courbure régional et enfin vertébral.

Le repère global est défini (Figure 1.6) par son origine O qui est située au centre du plateau supérieur de la première vertèbre lombaire. L'axe Z (axe vertical ou crânial) est perpendiculaire à la surface du sol. L'axe X (ou axe sagittal) est défini comme étant la perpendiculaire commune à l'axe Z et à la droite passant par les épines iliaques antérosupérieures. Cet axe est vu horizontal, perpendiculaire à l'axe longitudinal, allant de l'arrière vers l'avant. Enfin, l'axe Y (ou axe transversal) complète le trièdre direct. Entre autre, le plan défini par (OYZ) sera le plan

« frontal », le plan défini par (OXZ) sera appelé plan « sagittal », et enfin le plan défini par (OXY) sera le plan « transverse ».

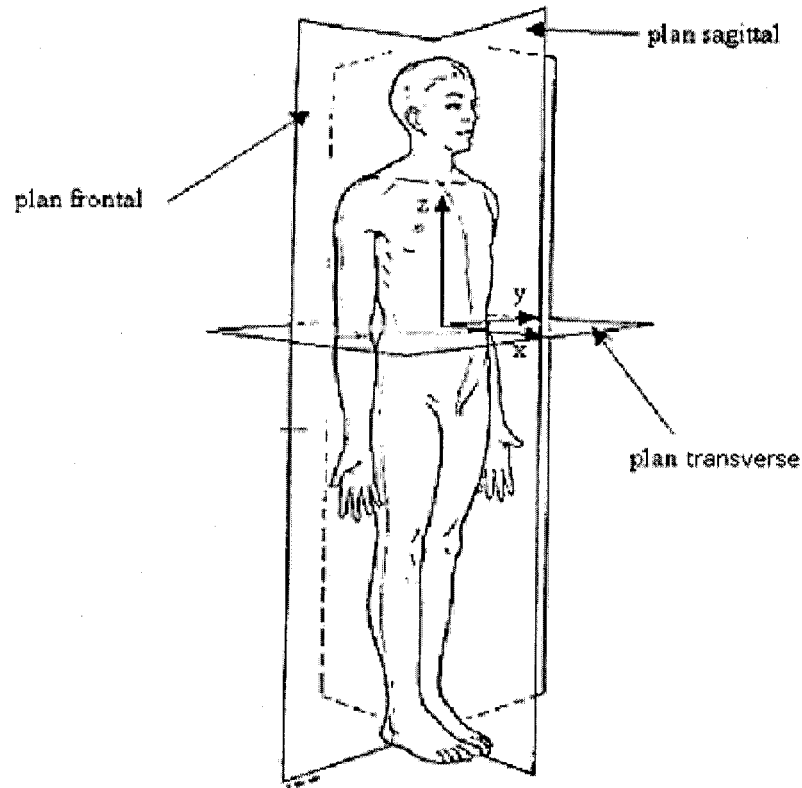


Figure 1.6: Système de référence global
(tirée de White, 1970)

Les mouvements de base du tronc sont: la flexion/extension dans le plan sagittal et par rapport à l'axe transversal (Y), l'inflexion latérale dans le plan frontal et par rapport à l'axe postéro antérieur (X), et enfin les rotations dans le plan transversal et par rapport à l'axe vertical (Z).

Les corps vertébraux sont les principaux supports du poids transmis par les disques qui répartissent la pression entre deux vertèbres consécutives. Les contraintes exercées sur le disque pendant les activités physiques sont diverses et

variées. L'apparition de charges de compression génère des contraintes à l'intérieur du disque. Des contraintes de traction sont produites dans certaines zones du disque notamment pendant la flexion, l'extension ou l'inflexion latérale de la colonne vertébrale. D'autres mouvements spécifiques comme la torsion du tronc selon l'axe vertical induit des contraintes en cisaillement. Brown et coll. (1957) ont caractérisé la répartition des pressions à l'intérieur du disque en traction (Figure 1.7). D'autres études expérimentales ont aussi décrit le comportement du disque sous contraintes (Ekstrom et coll., 2004; Polga et coll., 2004).

Les apophyses articulaires guident principalement le mouvement d'une vertèbre par rapport à l'autre. Elles conditionnent l'amplitude et la direction du mouvement de chaque étage vertébral. Leur orientation et leur forme changent effectivement à chaque étage du rachis et favorisent certains mouvements et en empêchent d'autres. Au niveau du rachis cervical, le plan articulaire a une inclinaison de 45° sur l'horizontale. Celle-ci est de 60° au niveau du rachis thoracique et de 90° au niveau du rachis lombaire. Au niveau du rachis cervical et thoracique, les articulations sont sensiblement dans le plan frontal. Elles sont au contraire dans un plan sagittal au niveau du rachis lombaire. Cette disposition (Figure 1.8) fait que le rachis thoracique devrait avoir une mobilité particulièrement grande surtout en rotation si les côtes ne les gênaient. Par contre, ce mouvement de rotation est pratiquement impossible au niveau du rachis lombaire surtout à sa partie inférieure. Anatomiquement et physiologiquement, T12 est une vertèbre intermédiaire. Ses articulations supérieures se comportent comme celles du rachis thoracique et les inférieures comme celle du rachis lombaire. La capsule articulaire qui englobe les apophyses articulaires est résistante et élastique. Chaque mouvement se fait contre cette résistance élastique qui tend, lorsque la force

mobilisatrice cesse, à faire reprendre aux surfaces articulaires leur position initiale (Tondury, 1972).

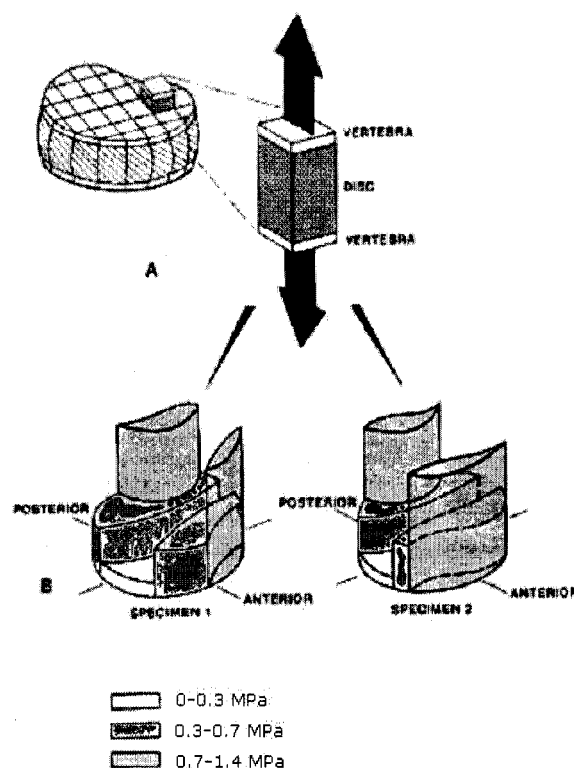
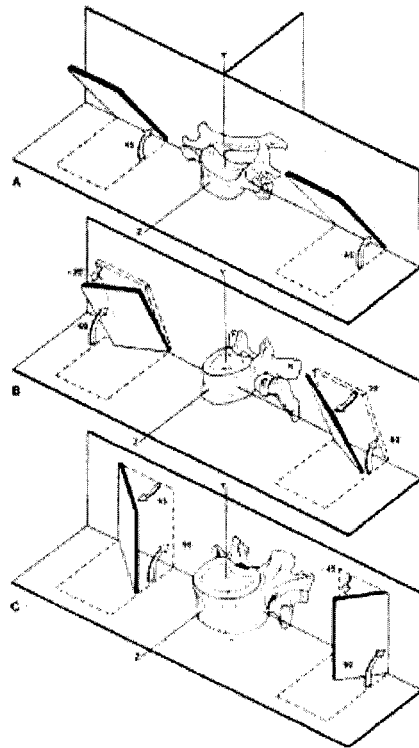
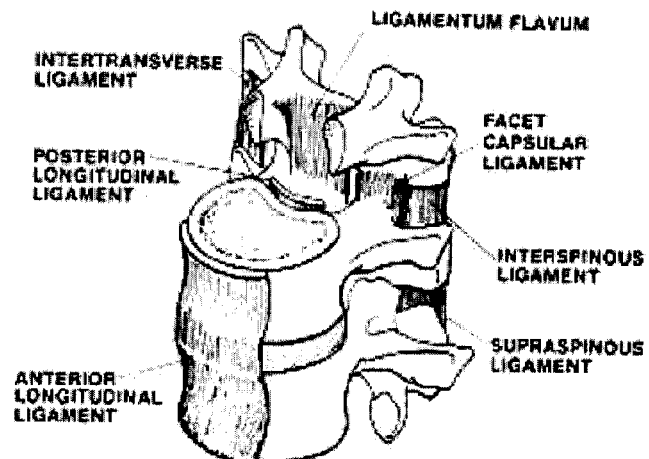


Figure 1.7: Répartition des contraintes du disque intervertébral en traction (tirée de White et Panjabi, 1978)

Les ligaments sont des structures uni axiales (Figure 1.9). Leur efficacité est optimale lorsque les charges sont appliquées dans le sens de leurs fibres. Alors qu'une réelle rigidité est constatée en traction, celle-ci est quasiment nulle en compression. Les ligaments ont un grand nombre de fonctions. En premier lieu, ils permettent aux muscles de dépenser le moins d'énergie possible lors de l'exécution d'un mouvement. Ils doivent aussi protéger la moelle épinière en limitant les mouvements brusques et de grande amplitude de la colonne vertébrale.



**Figure 1.8: Orientation des facettes articulaires: (A) segment cervical
(B) segment thoracique (C) segment lombaire
(tirée de White et Panjabi, 1978)**



**Figure 1.9: Ligaments du rachis
(tirée de White et Panjabi, 1978)**

Toutes ces composantes permettent des mouvements globaux plus ou moins amples du rachis. Ainsi, la flexion sera plus importante en zone thoracique, moins sur les segments lombaires et cervicaux. L'inverse est vérifié en extension. Pour ce qui est des flexions latérales, elles sont peu amples au niveau thoracique, bien plus au niveau lombaire.

Grâce aux articulations du bassin avec la périphérie (la charnière L5/S1 entre le sacrum et les vertèbres lombaires, les liaisons coxo-fémorales entre les os iliaques et les fémurs), la mobilité globale du bassin sur ces trois points articulaires, par rapport à la colonne et aux membres inférieurs peut se résumer en: antéversion (flexion de hanche et lordose lombaire), rétroversion (extension de hanche et délordose lombaire), inclinaison latérale interne (adduction de hanche et inclinaison lombaire), inclinaison latérale externe (abduction de hanche et inclinaison lombaire), rotation externe (rotation externe de hanche et rotation lombaire) et enfin rotation interne (rotation interne de la hanche et rotation lombaire).

1.2. Scoliose idiopathique

La scoliose est une déformation tridimensionnelle (3D) de la colonne vertébrale entraînant une torsion du rachis (colonne vertébrale) et une déformation du thorax, de l'abdomen et des zones para vertébrales (proches du rachis). Elle est le plus souvent idiopathique (sans cause retrouvée pour 70% des cas). Il existe des possibilités de traitements (orthèses, chirurgie) de plus en plus efficaces, mais contraignantes et provoquant des limitations fonctionnelles de la colonne vertébrale (White et Panjabi, 1978). Seulement 10 à 15% des cas sont susceptibles d'évoluer vers une aggravation (White et Panjabi, 1978). Les scolioses idiopathiques évolutives touchent essentiellement les filles (5 à 6 filles pour 1 garçon) (Pope et

coll., 1984). La prévalence de cette maladie est de 3 à 4% au Canada. Il existe une prédisposition familiale (dans un cas sur trois, on retrouve un autre cas dans la famille). Le risque d'aggravation d'une scoliose est d'autant plus important qu'elle est apparue précocement (White et Panjabi, 1978). La scoliose idiopathique est le plus souvent une scoliose de type thoracique (typiquement droite et rarement gauche) ou une scoliose à double courbure thoracique droite lombaire gauche, plus rarement une scoliose à convexité thoraco-lombaire globale ou une scoliose à convexité lombaire droite ou gauche (Figure 1.10).

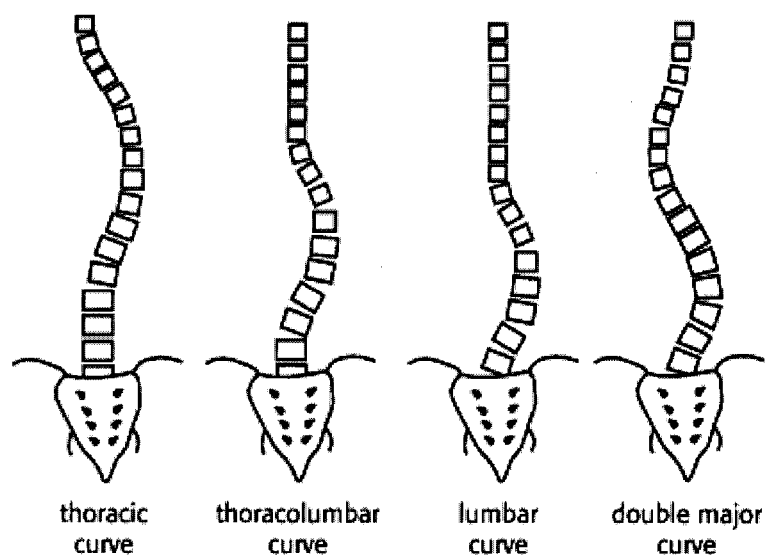


Figure 1.10: Types de scolioses

(tirée de www.rad.washington.edu/mskbook/scoliosis.html, consulté le 22/04/04)

1.3. Evaluation des déformations

1.3.1. Examen et évaluation du rachis scoliotique

Le patient se penche en avant et on recherche une gibbosité que l'on doit mesurer afin de pouvoir la comparer à chaque examen. La gibbosité (Figure 1.11) est signe de rotation des corps vertébraux et donc de scoliose.

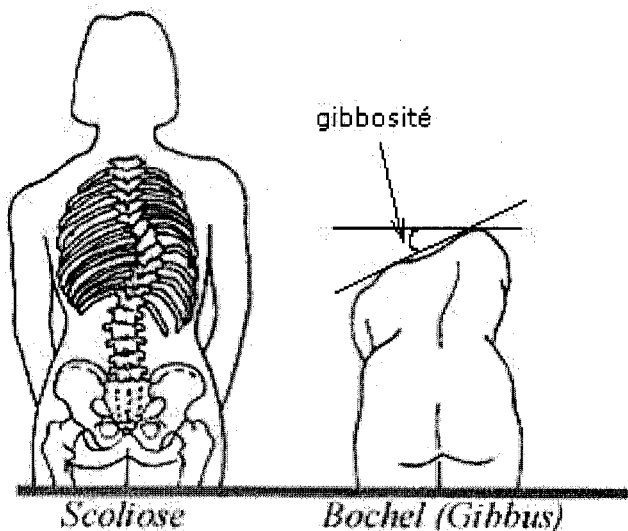


Figure 1.11: Représentation de la scoliose et de la gibbosité
(tirée de <http://www.scheuermann.nl/>, consulté le 22/04/04)

De profil, on observe souvent un dos plat avec une perte de la cyphose dorsale physiologique qui est très évocatrice d'une scoliose structuralisée. Sur les radiographies de face, on mesure l'angle de Cobb (angle compris entre les deux vertèbres ayant les plateaux les plus inclinés par rapport à l'horizontale). Cet angle (Figure 1.12) permet de suivre et de comparer l'évolutivité de la courbure au cours des différentes consultations.

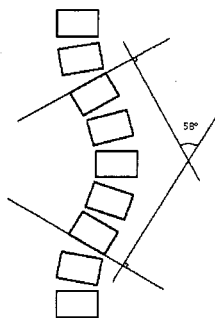


Figure 1.12: Mesure de l'angle de Cobb pour le rachis scoliotique

D'autres méthodes de caractérisation existent. Le glissement angulaire des plateaux vertébraux peut être mis en évidence, la déviation latérale de la colonne vertébrale, ou encore le débalancement du rachis dans un repère global. Nous retiendrons aussi la méthode de Ferguson (Figure 1.13) qui est une méthode dérivée de celle de Cobb. Cette fois-ci, l'angle entre les lignes tracées des centres vertébraux utilisés par la méthode de Cobb et le centre vertébral de la vertèbre apicale est calculé dans le plan frontal, de déformation maximale ou tout autre plan défini par l'observateur.

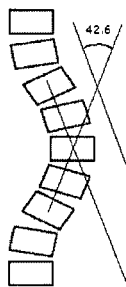


Figure 1.13: Mesure de l'angle de Ferguson pour le rachis scoliotique

En fonction de la rotation des corps vertébraux, on pourra savoir s'il s'agit d'une scoliose structuralisée (rotation présente) ou d'une contre-courbure de compensation (pas de rotation des corps vertébraux).

1.3.2. Reconstruction 3D de la géométrie du rachis

Les indices cliniques décrits à la section 1.3 sont la plupart du temps mesurés sur des radiographies conventionnelles. L'imagerie tridimensionnelle permet de plus de reconstruire en 3D la géométrie des rachis à partir de ces clichés. La recherche dans ce domaine se fait maintenant principalement pour le développement d'outils cliniques de planification, d'assistance et d'évaluation de nouvelles générations de procédures chirurgicales sophistiquées et minimalement invasives (Petit et coll., 2002). Ainsi, la stéréophotogrammétrie, la tomographie par ordinateur, les techniques de résonance magnétique et enfin les techniques de topographie de surface trouvent toutes leurs applications dans l'évaluation clinique de la scoliose idiopathique.

La technique la plus courante de reconstruction 3D développée et utilisée au LMBCAO-LIS3D de l'Hôpital Sainte-Justine de Montréal est la stéréophotogrammétrie. Les radiographies PA (Postéro Antérieure) et LAT (Latérale à incidence prédéfinie) sont utilisées pour reconstruire l'objet radiographié. Cette approche nécessite la présence d'un objet de dimension connue (des billes de calibrage par exemple) dans le champ radiographié. Un certain nombre de repères anatomiques (centres des plateaux vertébraux, pédicules, et c...) sont par la suite identifiés sur chacune des deux ou trois radiographies à incidences différentes pour ensuite être mis en correspondance. Un algorithme de transformation comme le

Direct Linear Transformation (Dansereau et coll., 1990) permet ainsi de former l'objet 3D. Certaines techniques de modélisation géométriques comme le krigeage permettent d'extrapoler un certain nombre d'autres repères anatomiques (Aubin, 1997; Delorme, 2003) (Figure 1.14). Cette technique de reconstruction a l'avantage d'être facilement implantable en milieu clinique.

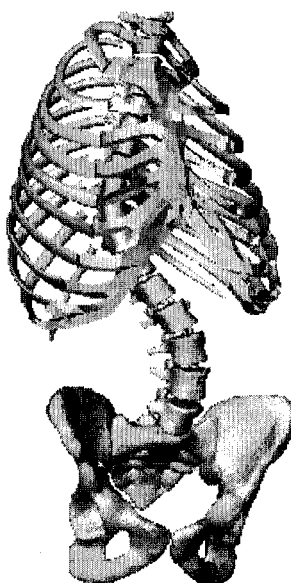


Figure 1.14: Représentation 3D du rachis, de la cage thoracique et du bassin
(tirée de Petit, 2002)

1.4. Traitements

Pour le traitement de la scoliose idiopathique, l'orthopédiste dispose de plusieurs moyens. La rééducation est inefficace isolée mais est très utile chez un enfant qui porte un corset. Le corset essaye de ralentir ou arrêter la progression de la scoliose durant la croissance. La chirurgie a pour but de corriger jusqu'au

moment de la fusion complète la courbure et de stabiliser la correction par la mise en place de matériel. Cette chirurgie est le plus souvent réalisée en fin de croissance. Dans le cadre de ce mémoire, nous nous intéressons particulièrement au traitement chirurgical par abord postérieur.

La première instrumentation introduisant implants et fusion de segments rachidiens a été proposée par Harrington en 1950. Le concept de base de cette instrumentation est l'application de deux forces: une première force de distraction appliquée sur le côté concave de la courbure et une force de compression appliquée sur le côté convexe de la courbure. Le principal défaut de ce dispositif rapporté dans la littérature est la perte des courbures naturelles du rachis du patient dans le plan sagittal (Duhaime et coll., 1982). D'importants changements sont survenus durant les 20 dernières années en matière instrumentation chirurgicale par abord postérieur. Au cours des années 1980, le développement de l'instrumentation Cotrel-Dubousset (CD) (Cotrel, 1986) (Figure 1.15) fut la première réelle tentative de corriger la scoliose de façon tridimensionnelle en introduisant le concept de « manœuvre de dérotation de tige ». La tige est attachée de façon séquentielle à des implants fixés sur la partie postérieure des vertèbres. La rotation de la tige redonne au rachis scoliotique ses courbures naturelles dans le plan sagittal grâce notamment à la relocalisation globale du rachis dans l'espace. Cette phase vient compléter l'effet correcteur 2D d'autres instrumentations déjà existantes telles que les instrumentations d'Harrington et de Luque. Plusieurs études (De Giorgi et coll., 1999; Asher et Burton, 1999; Delorme et coll., 2000) ont rapporté l'effet correcteur 3D de l'instrumentation CD. Durant la dernière décennie, une nouvelle génération d'instrumentations plus raffinées, multi-segmentaires, augmentant le contrôle des degrés de liberté des vertèbres, ce qui augmente les possibilités et l'efficacité de

correction. Ces instrumentations sont : Colorado, TSRH, CD Horizon (Sofamor-Danek, Memphis, Tennessee) ou encore Universal Spine System (Synthes Spine Co., L.P., Paoli, PA). Mushik et coll. (1998), dans une étude rétrospective, ont montré l'équivalence des effets sur la correction des patients de deux systèmes d'instrumentation: le CD et le Universal Spine System.

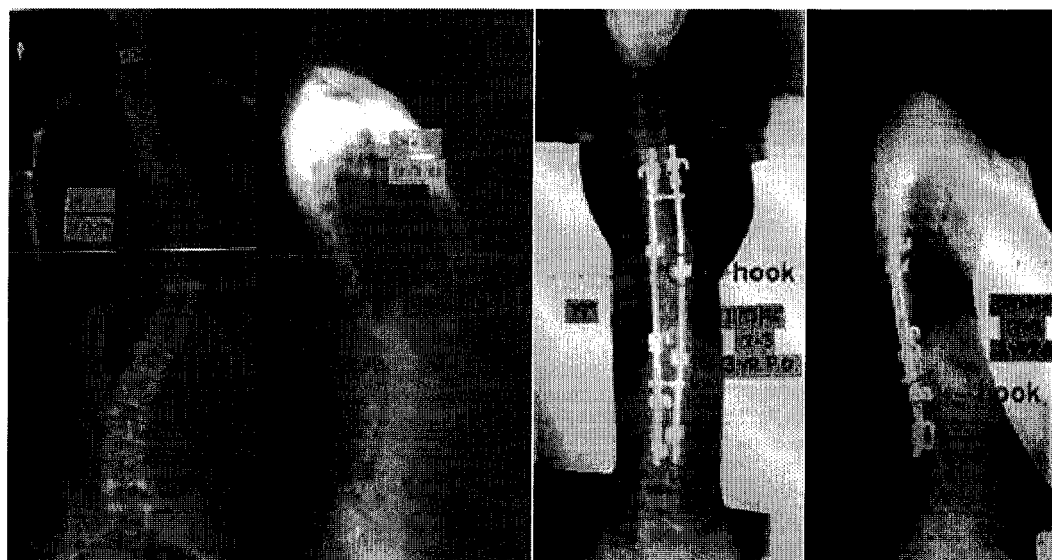


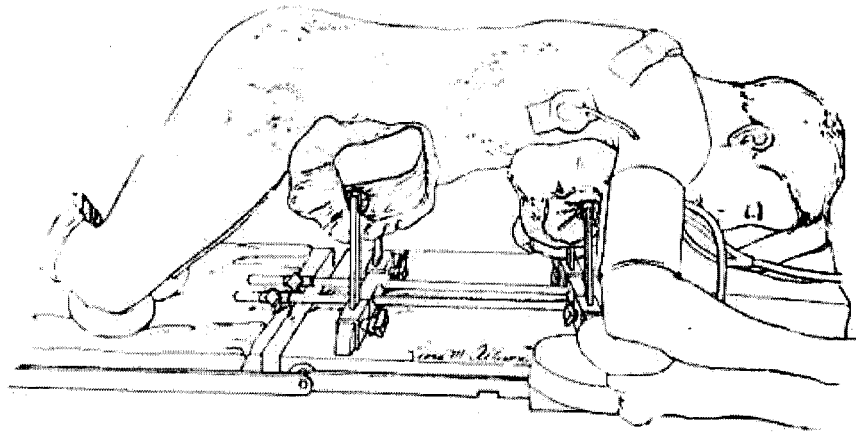
Figure 1.15: Clichés pré-opératoire et post-opératoire avec l'instrumentation Cotrel-Dubousset
(tirée de <http://www.spineuniverse.com/>, consulté le 23/04/04)

L'instrumentation postérieure Colorado 2 a été conçue pour corriger de façon tridimensionnelle le rachis scoliotique. Le paragraphe suivant décrit en détail cette instrumentation puisqu'il s'agit de celle utilisée dans cette maîtrise. Un alliage d'acier sans étain a été utilisé pour la fabrication des tiges. La combinaison de la flexibilité des tiges ainsi que de la liaison tige-clip (voir plus loin) permet au chirurgien d'attacher la tige en plusieurs points avant d'effectuer les manœuvres de correction du rachis. Enfin la combinaison de vis et de crochets pédiculaires stables avec agrafes crée des points de fixation stables pour l'instrumentation.

Les étapes chirurgicales de l'instrumentation Colorado 2 sont au nombre de 6.

Étape 1: positionnement du patient sur la table.

La chirurgie commence par le positionnement du patient sur la table d'opération (Figure 1.16). La position choisie pour le patient répond à trois critères importants (Callahan et coll., 1981): la stabilité du tronc, l'accessibilité du rachis par le chirurgien et le respect des limites physiologiques du patient ou de la chirurgie elle même.



**Figure 1.16: une des positions possibles du patient avant l'opération
(Callahan et Brown, 1981)**

Étape 2: insertion des implants rachidiens. (Figure 1.17)

Un alésoir à tête carrée marque le point d'entrée de l'implant dans le pédicule. Une spatule pédiculaire permet de creuser l'os afin de créer la cavité où viendra s'insérer la vis. Enfin une sonde pédiculaire droite vient s'assurer que le canal d'insertion est correctement percé. Le chirurgien insère finalement la vis à l'aide d'un guide (Figure 1.17b). Le chirurgien peut choisir d'insérer des crochets se

fixant sur les lames vertébrales ou bien sur les facettes articulaires. Les crochets sont le plus souvent utilisés sur les segments thoraciques (Figure 1.17a).

On ajoute sur les crochets les agrafes (Figure 1.17c) qui vont permettre aux implants de garder une position très stable sur le rachis.

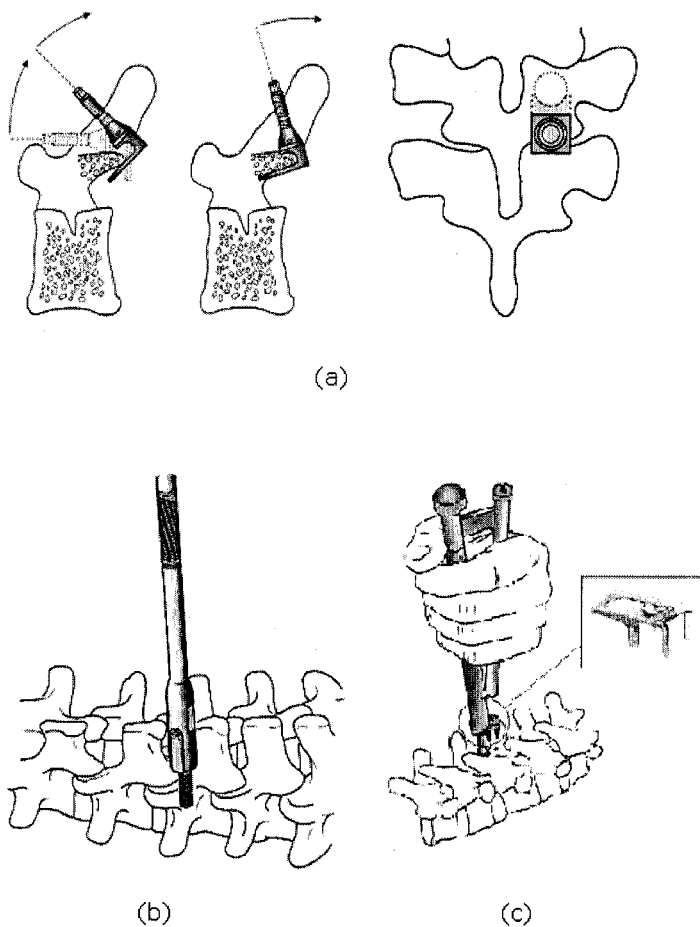


Figure 1.17: Insertion des implants: (a) insertion des crochets (b) insertion des vis pédiculaires (c) insertion des agrafes (tirée de la documentation SOFAMOR-DANEK Colorado 2)

Étape 3: cintrage des tiges

Une gamme de tiges est disponible et la plupart d'entre elles possèdent un bout hexagonal pour faciliter les manœuvres de rotation. Le chirurgien décide de

donner aux tiges la forme du rachis final à l'aide d'une pince de cintrage (Figure 1.18). Il peut s'agir d'une manœuvre itérative durant la chirurgie même.

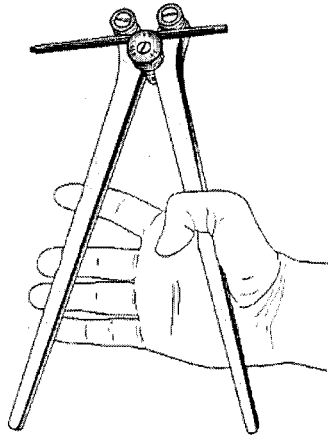


Figure 1.18: Cintrage de la tige
(tirée de la documentation SOFAMOR-DANEK Colorado 2)

Étape 4: attachement des tiges aux implants

Des clips sont utilisés afin d'attacher les implants aux tiges (Figure 1.19). Les tiges sont reliées à tous les implants au fur à mesure. Les forces induites par les efforts de rapprochement d'une tige sont variables et fonction de la sévérité de la scoliose.

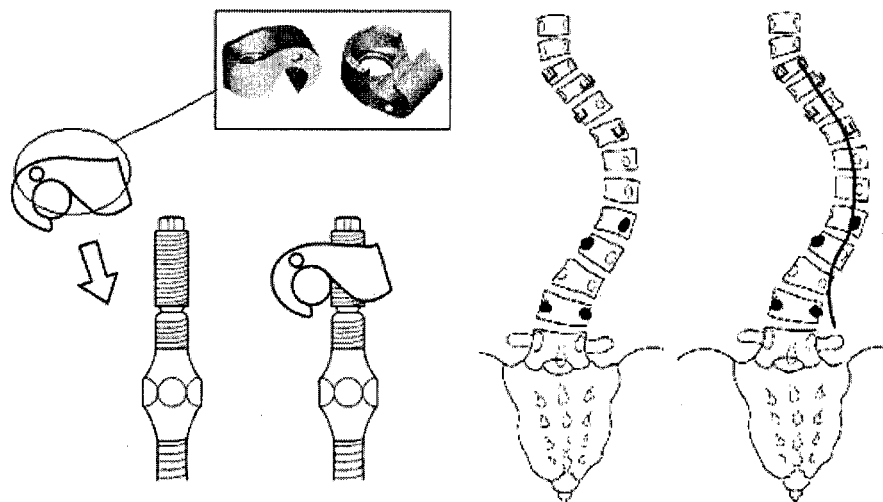


Figure 1.19: Attachement des tiges
(tirée de la documentation SOFAMOR-DANEK Colorado 2)

Étape 5: rotation des tiges

À l'aide de pinces spéciales, le chirurgien effectue une rotation des tiges jusqu'à ce que les courbures du patient dans le plan sagittal soient correctes (la plupart du temps proches des courbures naturelles). C'est la manœuvre essentielle correctrice à effet 3D (Figure 1.20).

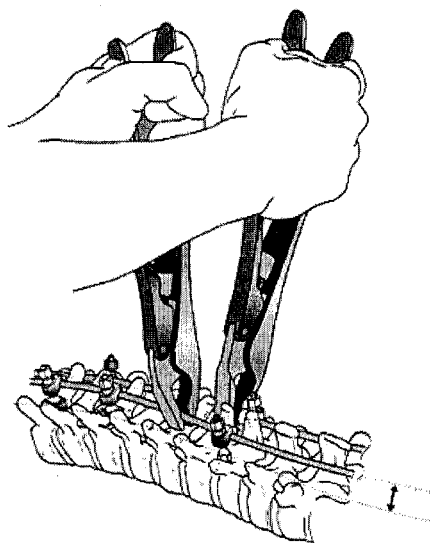


Figure 1.20: Rotation de la tige correctrice
(tirée de la documentation SOFAMOR-DANEK Colorado 2)

Étape 6: serrage des écrous

Des écrous, insérés et vissés partiellement à l'étape 4 sont maintenant serrés au complet (Figure 1.21) pour que les implants soient en tout point perpendiculaires aux deux tiges.

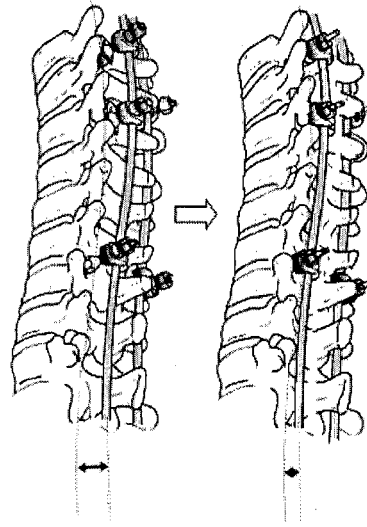


Figure 1.21: Serrage des écrous
(tirée de la documentation SOFAMOR-DANEK Colorado 2)

La biomécanique du système instrumentation-rachis est très largement dépendante d'un certain nombre de facteurs intrinsèques à l'instrumentation ou en rapport avec la technique chirurgicale du médecin.

Initialement, les études tentaient de comparer les instrumentations Harrington et Luque à celle proposé par Cotrel-Dubousset. Farcy (1987) a montré l'efficacité supérieure des crochets du CD par rapports aux câbles de Luque. Coe (1990) a montré la supériorité des crochets CD à la force en arrachement par rapport aux câbles de Luque de 300N environ.

La vis pédiculaire a fait l'objet de nombreuses études. Dans certaines études, même la forme des pédicules a été étudiée pour permettre une évaluation optimale que devrait adopter la forme des vis (Zindrick et coll., 1987). La forme et la taille actuelle de vis sont gouvernées par de nombreux facteurs. On notera entre autres la force d'arrachement et la rigidité en flexion de l'implant (Wu et coll., 1998; Liljenqvist et coll., 2001). Plusieurs stratégies d'orientation de la vis ont été étudiées

et leurs conséquences évaluées sur la correction du rachis (Wu et coll., 1998; Krag et coll., 1991). Plusieurs études ont aussi montré une forte corrélation entre la densité minérale osseuse du pédicule et la force d'arrachement de la vis (Hirano et coll., 1997; Myers et coll., 1996).

L'influence du choix de l'utilisation de crochets ou de vis pédiculaires à des niveaux bien précis du rachis scoliotique a été étudiée par Liljenqvist et coll. (2002). Arlet et coll. (1999) ont plutôt montré que l'utilisation au niveau de l'apex de crochets pédiculaires spéciaux améliore la correction dans le cadre de la scoliose thoracique.

Bastian et coll. (1999) ont montré l'effet du segment instrumenté sur la rigidité des segments adjacents non instrumentés et non fusionnés. Choisir les niveaux instrumentés est aussi l'objet de bien des débats. Margulies (1998) a proposé un algorithme permettant de choisir les segments instrumentés qui laissera le rachis scoliotique avec le moins de déséquilibre possible après instrumentation. Akcali et coll. (2002) ont montré que l'instrumentation du segment apical de la colonne scoliotique augmente la correction de la chirurgie.

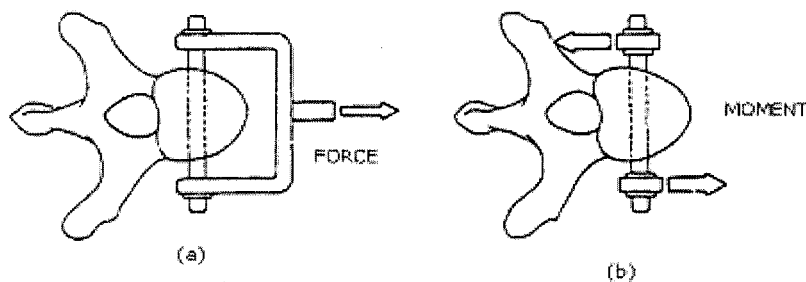
Peu d'études ont évalué les forces induites par l'attachement de la tige ou bien sa rotation durant la chirurgie. Duke et coll. (1999) ont mesuré les moments de rotations nécessaires (entre 4N.m et 12N.m) pour la rotation de la tige durant la chirurgie. L'étude de Ghista et coll. (1988) s'est appuyée sur un modèle éléments finis pour montrer que des forces allant de 20N à 80N sont présentes lors des manœuvres d'attachement de la tige.

1.5. Simulations chirurgicales par modèles numériques

1.5.1. Revue des modèles de joints intervertébraux

L'unité fonctionnelle est un système mécanique comportant deux vertèbres consécutives, le disque intervertébral et les ligaments liant ces deux vertèbres. La liaison présente entre deux vertèbres est appelée liaison intervertébrale.

De nombreuses études ont caractérisé mécaniquement la liaison intervertébrale (Panjabi et coll., 1976; Stokes et coll., 1985; Oxland et coll., 1992). Des forces et des moments appliqués sur la vertèbre supérieure d'une unité fonctionnelle d'un rachis cadavérique ainsi que la mesure des translations et des rotations de cette même vertèbre permettent de tracer des lois de comportement de l'unité fonctionnelle (Figures 1.22 et 1.23).



**Figure 1.22: Charges appliquées lors de l'expérience de Panjabi: (a) Force
(b) Moment**

(tirée de Panjabi et coll., 1976)

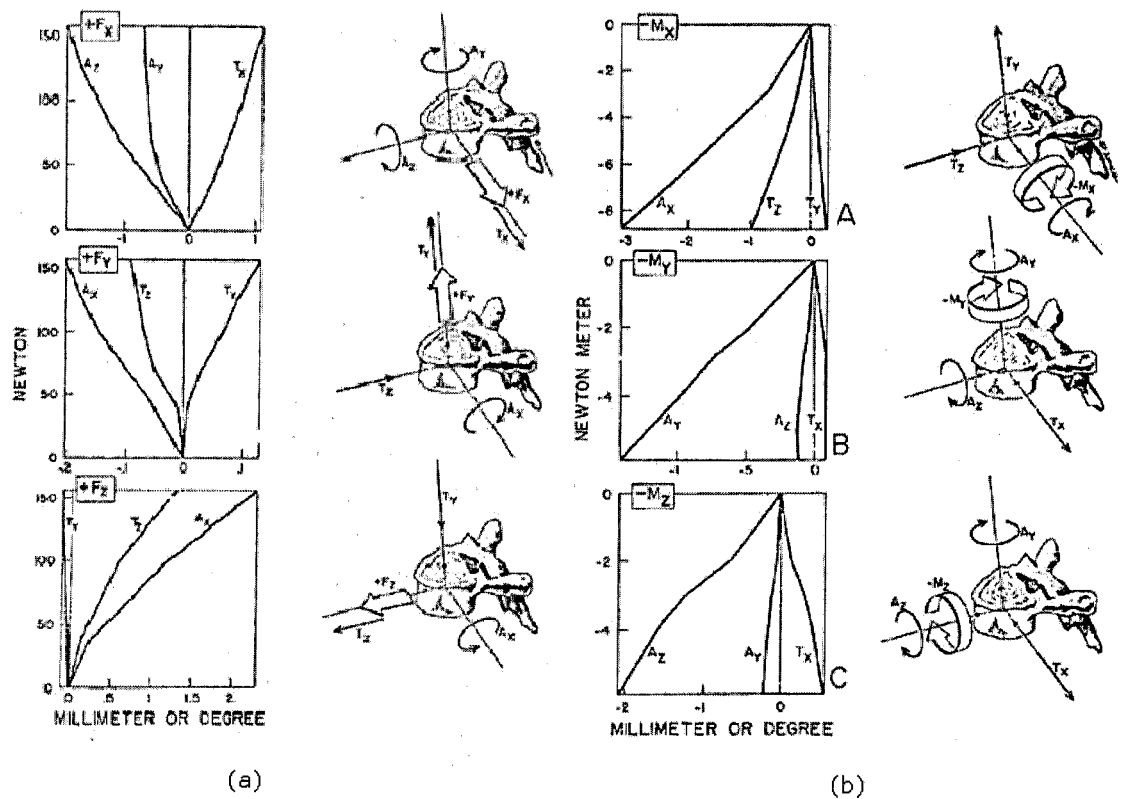


Figure 1.23: Loïs de comportement de l'unité fonctionnelle: (a) relation force déplacement-rotation (b) relation moment déplacement-rotation (tirée de Panjabi, 1976)

Limitées par les capacités calculatoires des ordinateurs, les premières modélisations biomécaniques éléments finis du rachis ont essayé d'ajuster les propriétés mécaniques du joint intervertébral sur les propriétés d'un élément poutre (ou beam en anglais). Une poutre (Figure 1.24) transmet des forces et des moments proportionnels aux déplacements et rotations de ses deux extrémités, le tout étant fonction de ses propriétés mécaniques.

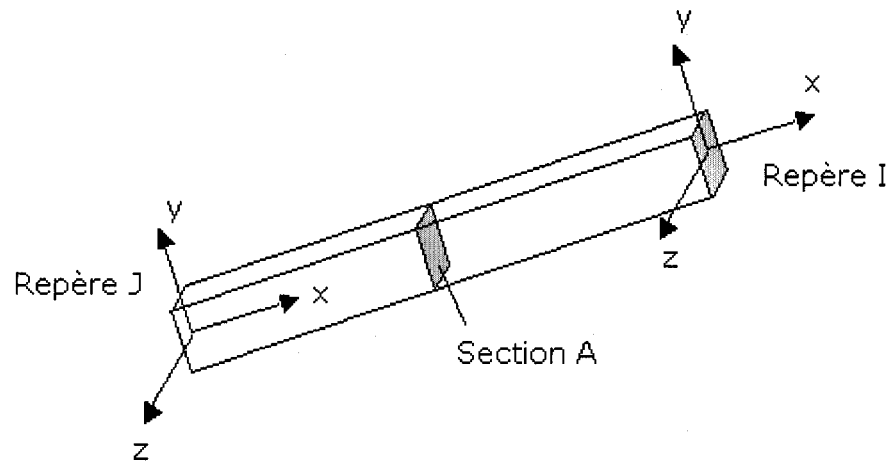


Figure 1.24: Représentation d'une poutre et de ses repères caractéristiques

Le système matriciel suivant exprime les forces et moments transmis par la poutre de Timoshenko à la suite d'un déplacement ou d'une rotation du repère I dans le repère J avec L , la longueur de la poutre:

$$\begin{bmatrix} Fx \\ Fy \\ Fz \\ Mx \\ My \\ Mz \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} K_{11} & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & K_{22} & 0 & 0 & 0 & K_{26} \\ 0 & 0 & K_{33} & 0 & K_{35} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & K_{44} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & K_{53} & 0 & K_{55} & 0 \\ 0 & K_{62} & 0 & 0 & 0 & K_{66} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x-L \\ y \\ z \\ a \\ b \\ c \end{bmatrix}$$

Les coefficients K_{ij} dépendent de la théorie des poutres (Figure 1.25).

$$\begin{aligned}
K_{11} &= E A / L \\
K_{22} &= 12 E I_{zz} / [L^3 (1+P_y)] \\
K_{26} &= -6 E I_{zz} / [L^2 (1+P_y)] \\
K_{33} &= 12 E I_{yy} / [L^3 (1+P_z)] \\
K_{35} &= 6 E I_{yy} / [L^2 (1+P_z)] \\
K_{44} &= G I_{xx} / L \\
K_{55} &= (4+P_z) E I_{yy} / [L (1+P_z)] \\
K_{66} &= (4+P_y) E I_{zz} / [L (1+P_y)]
\end{aligned}
\quad
\begin{aligned}
E &= \text{Module d'élasticité pour le matériau de la poutre} \\
A &= \text{Surface uniforme de la section transversale de la poutre} \\
L &= \text{Longueur non déformée de la poutre} \\
P_y &= 12 E I_{zz} A S_Y / (G A L^2) \\
P_z &= 12 E I_{yy} A S_Z / (G A L^2)
\end{aligned}$$

$A S_Y$ = Facteur de correction pour le cisaillement dans la direction y
 $A S_Z$ = Facteur de correction pour le cisaillement dans la direction z

Figure 1.25: Termes de la matrice de raideur pour une poutre de Timoshenko
(tirée de la documentation MSC Software ADAMS)

Gardner-Morse et coll. (1990) ont proposé une méthode qui se base sur les expériences de Panjabi et coll. (1976). Les auteurs ont fixé le module d'Young E (120 Mpa) ainsi que le coefficient de Poisson ν (0.2), et par identification avec la matrice tirée des travaux expérimentaux, tous les coefficients de la matrice de raideur de la poutre sont déterminés. Alors que ce type de joint est cinématiquement réaliste (déplacements sous contraintes en adéquation avec la réalité), la dépendance de la matrice de raideur vis-à-vis de la mécanique des poutres limite les champs d'investigation en matière de personnalisation. En d'autres termes, plusieurs coefficients de la matrice de raideur dépendant les uns des autres, il est difficile d'ajuster un terme de la matrice sans en modifier un autre.

Petit (2002) a proposé un modèle de liaison intervertébrale basé sur des joints sphériques (Figure 1.26).

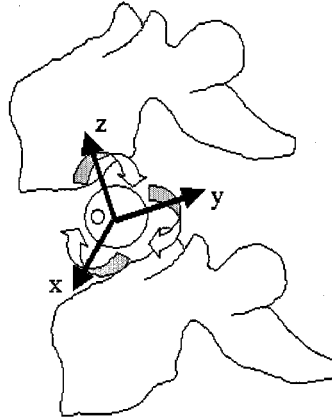


Figure 1.26: Représentation du joint sphérique pour la liaison intervertébrale

La matrice de raideur du joint intervertébral s'écrit donc:

$$\begin{bmatrix} F_x \\ F_y \\ F_z \\ M_x \\ M_y \\ M_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} K_{11} & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & K_{22} & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & K_{33} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & K_{44} & 0 & K_{46} \\ 0 & 0 & 0 & 0 & K_{55} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & K_{64} & 0 & K_{66} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x - x_o \\ y - y_o \\ z - z_o \\ a - a_o \\ b - b_o \\ c - c_o \end{bmatrix} \quad \text{avec } K_{11}, K_{22} \text{ et } K_{33} = +\infty$$

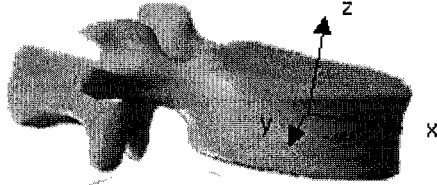
a-a_o, b-b_o et c-c_o correspondent aux rotations de la vertèbre inférieure par rapport à la vertèbre supérieure selon les axes x, y et z dans le repère (Ox,y,z). Les forces générées par ces déplacements sont F_x, F_y et F_z et les moments sont M_x, M_y et M_z. Ce type de joint se prête bien à la personnalisation des propriétés mécaniques car tous les coefficients de la sous matrice de raideur (3*3) des moments sont indépendants les uns des autres. Cependant, la fixité du centre de rotation du joint contraint trop le modèle (aucune translation n'est permise) et des forces beaucoup trop élevées rendent parfois la résolution numérique difficile (Petit, 2002).

1.5.2. Modèles d'actes chirurgicaux pour le traitement de la scoliose

Les différents modèles simulant la chirurgie de la scoliose ont été développés entre 1986 et aujourd'hui. Le raffinement des modèles s'est amélioré avec le développement des moyens informatiques. La méthode des éléments finis employée en calcul de structure et la méthode des multi-corps flexibles sont les principales approches utilisées dans le domaine de la simulation d'actes chirurgicaux.

Pour la méthode éléments finis, l'ensemble des solides constituant le système est maillé à l'aide de nœuds formant des éléments auxquels l'utilisateur attribue des propriétés mécaniques. Les déformations sur l'élément sont interpolées entre les nœuds. Finalement, l'information sur la rigidité totale du système est rassemblée dans une matrice qui donne accès aux forces et contraintes présentes dans le système. Les forces de réactions et les déplacements aux limites du système sont accessibles. Notons cependant que les non linéarités d'ordre mécanique (grandes déformations, grands déplacements et contacts) des systèmes biologiques sont sources de beaucoup de difficultés de résolution. Le temps de calcul peut donc être extrêmement long et le calcul peut même ne pas aboutir. Le tableau 1.1 résume les différents modèles par éléments finis.

Tableau 1.1: Résumé des modèles éléments finis de simulation de chirurgie

Auteur	Type d'instrumentation	Joint intervertébral	Conditions aux limites	Particularité de l'étude
Vanderby et coll. 1986	Harrington (forces de distraction)	poutre de Timoshenko	3 types de CL utilisées: S1 et T1 (DEP x et y); S1 fixe, T1, T5 et L3 (DEP x et y); S1 fixe, T1 (DEP x et y; ROT x, y et z)	Personnalisation des propriétés mécaniques du rachis
Ghista et coll. 1988	Harrington Luque (forces de distraction et forces latérales)	poutre de Timoshenko	L5 (DEP x, y et z) T1 (DEP x et y)	Personnalisation Étude bidimensionnelle
Gardner-Morse et Stokes 1994	Cotrel Dubousset (dérotation de tige)	poutre d'Euler	L5 (DEP x, y et z; ROT z) T1 (DEP x, y et z; ROT z)	Premier modèle éléments finis complet
Le Borgne et coll. 1998	Cotrel Dubousset (dérotation de tige)	poutre d'Euler	Bassin fixe Déplacements per op imposés à T1	Bassin introduit Temps de calcul long
		Pour les conditions aux limites les déplacements non autorisés sont notés DEP et pour les rotations ROT		

Afin de rendre compte de la simulation par éléments finis d'une chirurgie, le modèle de Stokes et Gardner-Morse (1994) est décrit dans ce qui suit. La reconstruction du patient est basée sur des radiographiques pré-opératoires. La tige a été attachée en plusieurs points simultanément sur tous les implants du modèles. Ces implants ont été reliés aux vertèbres par des liaisons flexibles. Le déplacement

entre la tige et l'implant s'est fait à l'aide de poutres sur lesquelles ont été appliquées des charges thermiques. Une rotation de 90 degrés a ensuite été appliquée sur la tige pour accomplir la manœuvre de dérotation. La rotation de cette tige a en fait été réalisée à l'aide d'un moment calculé. Enfin, la stabilisation du montage a été réalisée à l'aide de la consolidation des fixations de la tige sur les implants. Un équilibre final a enfin été réalisé pour conclure le protocole d'instrumentation.

Le multi corps flexible est une autre méthode introduite dans le cadre de la simulation de chirurgie. Il s'agit de simuler l'équilibre statique d'un système de corps solides rigides articulés entre eux par différents types de liaisons. Un système d'équations incluant les équations de l'équilibre du système ainsi que les équations de contraintes est résolu numériquement à l'aide de la méthode de Newton-Raphson. La méthode ne donne cependant pas accès aux déformations et contraintes internes aux corps. Le modèle possède un grand nombre de degrés de liberté. Le logiciel recherche la combinaison de ces degrés qui réalise l'équilibre du système mécanique. Certaines configurations trop contraignantes sont inaccessibles au système si le nombre de degrés de liberté n'est pas adéquat (système hypostatique). A l'inverse un système trop peu contraint a trop de configurations d'équilibre pour que l'équilibre soit trouvé.

Patwardhan et coll. (1982) ont été les premiers instigateurs de l'utilisation de la méthode multi corps flexible pour la modélisation de la colonne vertébrale. Les vertèbres sont considérées comme des corps rigides et les liaisons intervertébrales sont considérées sphériques, i.e. seuls les mouvements de rotations sont considérés

significatifs. Un processus d'interpolation permet la localisation approximative du centre de rotation du joint. La matrice de raideur du joint est tirée de la littérature.

Poulin et coll. (1998) ont utilisé un nouveau logiciel support (ADAMS de Msc Software, Ann Arbor, MI), pour la simulation mécanique multi corps flexible de la chirurgie avec le système d'instrumentation Universal Spine System. Les unités fonctionnelles du modèle analytique du rachis sont composées de corps rigides pour les vertèbres et d'un élément flexible modélisant l'ensemble des structures intervertébrales (disque, ligaments, facettes articulaires). Les éléments intervertébraux sont représentés par une poutre équivalente (Stokes, 1990) dont les propriétés mécaniques proviennent de données publiées (Panjabi, 1976; Gardner-Morse, 1989). Comme conditions aux limites permettant d'approcher l'effet de la table d'opération, la vertèbre L5 est bloquée permettant seulement sa rotation dans le plan sagittal. La vertèbre T1 a été contrainte seulement dans le plan transverse, la seule rotation autorisée se trouve dans le plan sagittal. Les implants sont modélisés par des corps rigides, leur point d'insertion est calculé en fonction de leurs positions per opératoires réelles. Alors que les vis sont ancrées solidement à la vertèbre par des liaisons rigides, les rotations selon trois axes des crochets sont autorisées avec une certaine rigidité. La tige est ici considérée rigide. Les étapes de simulation (Figure 1.27) sont les suivantes: insertion des implants rachidiens; accrochage de la première tige sur les implants; rotation de la première tige et enfin installation de la deuxième tige du côté de la convexité de la courbure, et des mécanismes de fixation transversaux. Les auteurs soulignent le fait que le modèle est plus réaliste dans le plan frontal que dans le plan sagittal. Certains raccourcis simplificateurs réduisent aussi la précision des simulations, avec entre autres les conditions aux limites ou encore l'absence de la seconde tige. Ce modèle a été

raffiné et a servi pour l'instrumentation Cotrel-Dubousset Horizon en ajoutant de nouvelles conditions aux limites, des manœuvres de rapprochement de tiges plus précises. Les résultats de la chirurgie ont été comparés pour trois patients (Aubin et coll., 2003). Pour conditions aux limites, tous les degrés de liberté sont bloqués sur la vertèbre la plus basse sauf la rotation dans le plan frontal. La vertèbre la plus haute n'est pas contrainte. Les forces de réactions entre les implants et leur vertèbre d'ancrage sont toutes inférieures à 1000 N, de plus le moment de rotation de tige maximum s'élève à 1.8 N.m.

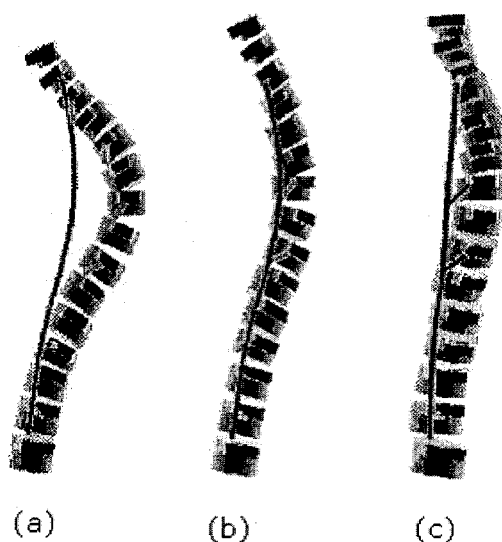


Figure 1.27: Étapes de simulations du modèle multi corps flexible de Poulin et coll. (1998) : (a) modèle initial, (b) attachement de la tige, (c) rotation de la tige

(tirée de Poulin et coll., 1998)

Verniest et coll. (2003) ont proposé un premier modèle multi corps flexible introduisant l'instrumentation Colorado (Medtronic Sofamor-Danek, Memphis, Tennessee) ainsi que la simulation d'une trentaine de sous étapes chirurgicales. Ce niveau de détail a permis de conclure sur la localisation précise des efforts de

chirurgie. Les conditions aux limites utilisées ont été de fixer au bâti la vertèbre la plus basse et d'autoriser selon une sphère de déplacement (déterminée à l'aide des clichés post-opératoires) le déplacement de la vertèbre la plus haute. La simulation a été réalisée pour un seul patient. Les efforts induits par la chirurgie sont très faibles (moins de 160N), mais la simulation ne converge pas complètement. De plus, le modèle mécanique comportait plusieurs faiblesses dont la non personnalisation des propriétés mécaniques du rachis. L'étude rencontre des problèmes majeurs d'adéquation avec la réalité, surtout dans le plan transverse. L'étude conseille aussi de retravailler certaines liaisons comme les liaisons « implant-vertèbre » pour améliorer le réalisme du modèle.

Un autre modèle pour l'instrumentation Colorado 2 a été développée par Petit (2002). Le processus de création des fichiers de commandes est totalement automatisé via Matlab. Pour conditions aux limites, la vertèbre inférieure est libre en rotation dans le plan sagittal et frontal, mais elle est contrainte en rotation dans le plan transverse. Enfin ses translations ne sont pas autorisées. La vertèbre supérieure est libre en rotation mais ne se déplace que sur une ligne verticale pour permettre l'allongement du rachis. Les liaisons entre les implants et leur vertèbre ont été modélisées rigides. Un processus d'optimisation vient compléter et personnaliser la définition des propriétés mécaniques des liaisons intervertébrales. Petit souligne que les forces induites (certaines supérieures à 1000 N) par les manœuvres chirurgicales sont trop élevées et surtout trop sensibles à certains paramètres comme la position des implants rachidiens. Le choix d'un joint sphérique ne reflétant pas les mouvements de cisaillement intervertébraux est à l'origine de ces sur contraintes. Les conditions aux limites choisies dans l'étude semblent influencer grandement le résultat de la chirurgie.

Stirbu (2004), a élaboré un modèle détaillé de chirurgie de la scoliose par instrumentation Cotrel-Dubousset Horizon. Les implants (crochets, vis fixes ou vis multi-axiales) sont représentés par des corps rigides tandis que les tiges sont des corps flexibles avec déformation élastique. Les simulations incluent les manœuvres d'installation et de serrage de deux tiges ainsi que la manœuvre de rotation de la première tige. L'étude compare l'influence de divers paramètres sur le comportement du modèle dont entre autres: les conditions aux limites et les positions des implants. Des contraintes très élevées sont observées (parfois allant jusqu'à 1400 N) mais cela n'affecte pas la correction géométrique du rachis.

1.5.3. Procédures de personnalisation existantes

Petit (2002) a proposé une méthode de personnalisation basée sur l'évaluation clinique de la rigidité des courbures scoliotiques avant la chirurgie. De façon générale, la flexibilité du rachis scoliotique est obtenue à l'aide d'un test de flexion latérale du côté de la convexité de la courbure. La procédure de personnalisation consistait à caler les propriétés mécaniques de la colonne vertébrale numérique sur ceux de la colonne pendant le test de flexion. Les termes de la matrice responsables du comportement de la colonne vertébrale en flexion latérale sont ajoutés à l'aide de coefficients de modulation A_i , B_i et C_i :

$$\begin{bmatrix} F_x \\ F_y \\ F_z \\ M_x \\ M_y \\ M_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} K_{11} & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & K_{22} & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & K_{33} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & A_i.K_{44} & 0 & K_{46} \\ 0 & 0 & 0 & 0 & B_i.K_{55} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & K_{64} & 0 & C_i.K_{66} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x - x_0 \\ y - y_0 \\ z - z_0 \\ a - a_0 \\ b - b_0 \\ c - c_0 \end{bmatrix}$$

l'indice i correspondant au segment vertébral considéré. Une fonction objectif f contrôlant la différence entre le résultat de la simulation et celui de la flexion latérale réelle est établie. Le rachis fléchi réel est alors décomposé en trois segments (Figure 1.28) desquels on extrait les angles de Ferguson ψ_1 , ψ_2 et ψ_3 . On calcule les mêmes angles θ_1 , θ_2 et θ_3 sur le rachis numérique fléchi. La fonction

objectif est donc: $f = \sum_{j=1}^3 (\theta_j - \psi_j)^2$. La fonction f est supposée dépendante des

variables A_i , B_i et C_i , et l'on cherche les valeurs de A_i , B_i et C_i qui la minimise. A cette fin, une méthode de quasi Newton, déjà implémentée dans le logiciel ADAMS, permet de trouver le minimum d'une approximation de f au sens des moindres carrées. Les propriétés mécaniques sont ainsi ajustées. Selon Petit (2002), l'ajustement des propriétés mécaniques augmente l'adéquation du modèle avec la réalité d'environ 50%. Cependant, la méthode est limitée au plan frontal étant donné que l'information des flexions latérales est extraite de radiographies dans le plan frontal uniquement. On notera aussi les erreurs dues aux techniques d'interpolation et d'optimisation utilisées par ADAMS.

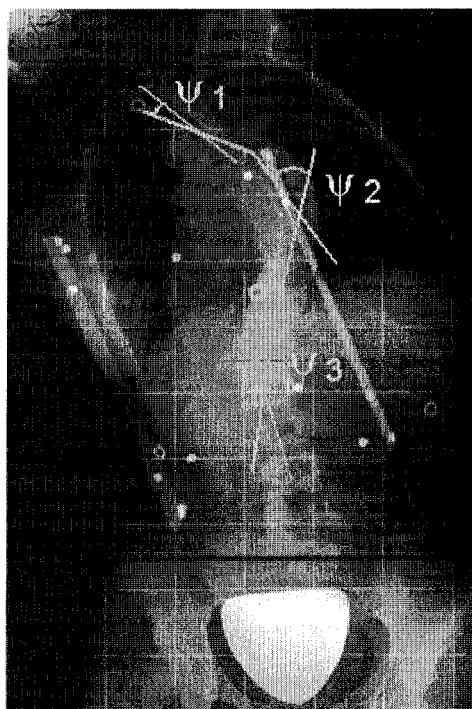


Figure 1.28: Angles de Ferguson par segment lors d'une flexion latérale droite
(tirée de Petit, 2002)

CHAPITRE 2. MATÉRIEL ET MÉTHODES

2.1. Hypothèses, objectifs et approche générale

La revue des connaissances a mis l'accent sur la progression du raffinement des modèles ayant pour but de simuler la chirurgie de la scoliose. Des progrès ont été faits sur plusieurs points fondamentaux. De nouvelles techniques d'imagerie et d'optimisation viennent préciser de plus en plus la personnalisation géométrique et mécanique des rachis numériques. De plus, l'amélioration et le raffinement du protocole chirurgical augmentent le réalisme de l'acte chirurgical dans les simulations.

Le but de ce travail de maîtrise est d'améliorer la modélisation de la liaison intervertébrale et du complexe implant/vertèbre d'un modèle existant afin de rendre les simulations d'intervention chirurgicale pour le traitement de la scoliose encore plus réalistes.

La première hypothèse qui sera testée dans ce projet est que le résultat de la chirurgie dépend fortement des propriétés mécaniques du rachis scoliotique numérique. Et enfin la seconde hypothèse est que la liaison entre l'implant et la vertèbre influe significativement sur le résultat de la chirurgie.

Les objectifs spécifiques du projet sont au nombre de trois:

- La modélisation et l'évaluation d'une nouvelle liaison intervertébrale.
- L'amélioration des techniques de personnalisation du rachis (à partir des travaux de Petit, 2002) et leur évaluation.
- La modélisation et l'évaluation d'une nouvelle liaison implant vertèbre.

2.2. Modélisation d'un joint intervertébral

Au chapitre 1, les principaux modèles de joints intervertébraux ont été décrits et critiqués. En résumé, les joints de type « poutre » sont difficiles à personnaliser et les joints de type « sphérique » impliquent la présence d'efforts de réaction importants.

Dans ce projet, en plus de reprendre les études de Poulin (1998) et Petit (2002), un ressort généralisé à 6 dimensions a été utilisé (Figure 2.1), ce qui correspond mathématiquement à une matrice de raideur 6×6 contrôlant les forces transmises en conséquences de déplacements imposés à l'un ou l'autre des deux solides (Eq 1).

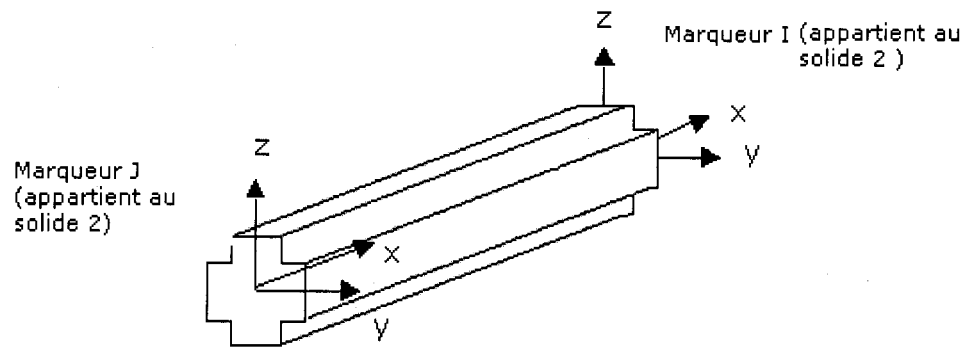


Figure 2.1: Représentation de l'élément field et marqueurs caractéristiques

Dans ADAMS, ce joint correspond à l'élément «field». Ce dernier permet de gérer des forces linéaires ou des forces non linéaires. Dans un premier temps, un système matriciel linéaire a été utilisé pour plus de simplicité et dans le but de démontrer la faisabilité de ce nouvel élément de modélisation. La matrice de raideur de l'élément s'écrit:

$$\begin{bmatrix} Fx \\ Fy \\ Fz \\ Mx \\ My \\ Mz \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} K_{11} & K_{12} & K_{12} & K_{12} & K_{12} & K_{12} \\ K_{21} & K_{22} & K_{23} & K_{24} & K_{25} & K_{26} \\ K_{31} & K_{32} & K_{33} & K_{34} & K_{35} & K_{36} \\ K_{41} & K_{42} & K_{43} & K_{44} & K_{45} & K_{46} \\ K_{51} & K_{52} & K_{53} & K_{54} & K_{55} & K_{56} \\ K_{61} & K_{62} & K_{63} & K_{64} & K_{65} & K_{66} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x - x_0 \\ y - y_0 \\ z - z_0 \\ a - a_0 \\ b - b_0 \\ c - c_0 \end{bmatrix} \quad (\text{Eq 1})$$

où (x_0, y_0, z_0) correspondent aux longueurs à vide (géométrie initiale déjà déformée de la liaison) en déplacement et (a_0, b_0, c_0) aux rotations à vide. La position des marqueurs I et J (repères locaux des vertèbres) est directement inspirée du protocole expérimental de l'expérience de Panjabi et coll. (1976). Plusieurs configurations sont possibles (Figure 2.2). Dans la première, les marqueurs I et J sont confondus entre eux et confondus avec le repère du centre de masse de la vertèbre supérieure. Dans la seconde, le marqueur I est positionné sur le centre de masse de la vertèbre inférieure, le marqueur J sur le centre de masse de la vertèbre supérieure et les deux marqueurs sont orientés de façon à ce que l'axe z des deux marqueurs soient colinéaires à la droite passant par les centres de masse des deux vertèbres. Ces deux configurations sont mécaniquement équivalentes. Dans ce projet, la première a été utilisée.

Les coefficients de la matrice de raideur ont été identifiés directement à partir des travaux de Panjabi (1976). Dans cette étude, des tests de caractérisation ont été faits sur plusieurs unités fonctionnelles thoraciques de spécimens dont la moyenne d'âge était d'environ 42 ans, et la matrice de raideur moyenne sur les segments thoraciques a été calculée (Eq 2).

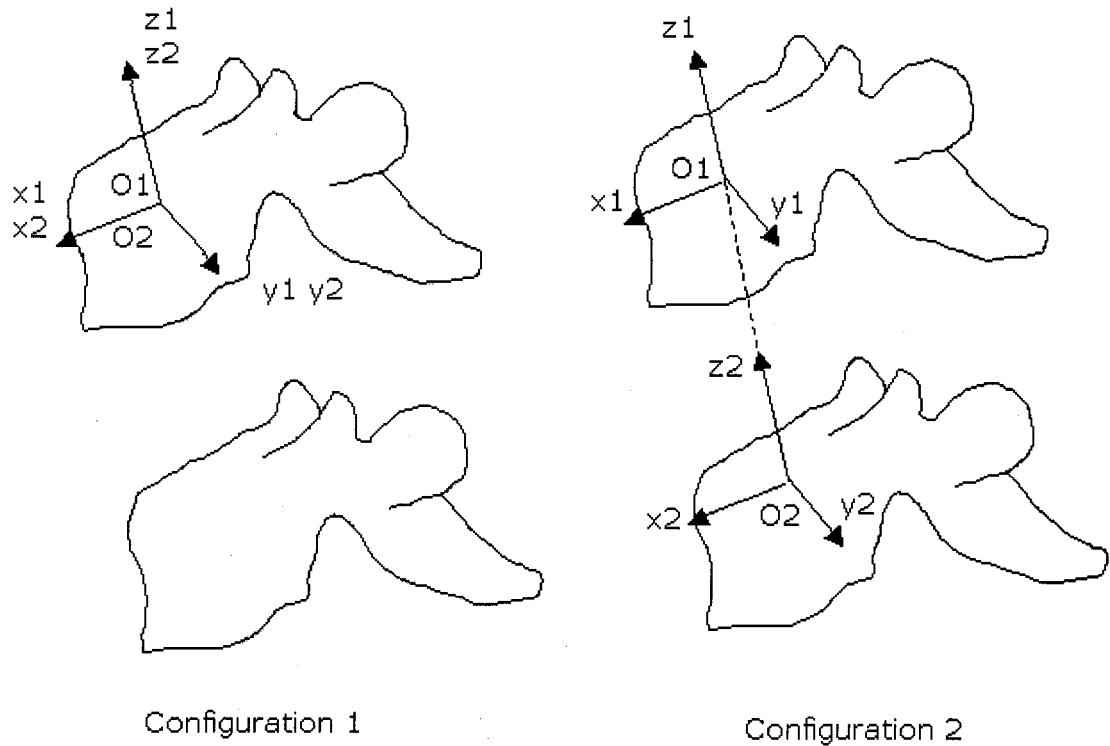


Figure 2.2: Configurations possibles pour la modélisation du joint intervertébral

$$K_{Panjabi} = \begin{bmatrix} 0.011 & 0 & 0 & 0 & 0.058 & 0.015 \\ 0 & 0.078 & 0.005 & -0.076 & 0 & 0 \\ 0 & 0.005 & 0.010 & -0.164 & 0 & 0 \\ 0 & -0.076 & -0.164 & 15.2 & 0 & 0 \\ 0.058 & 0 & 0 & 0 & 15.3 & -0.804 \\ 0.015 & 0 & 0 & 0 & -0.804 & 14.8 \end{bmatrix} \times 10^4 \text{ (Eq 2)}$$

les forces sont en Newton, les longueurs en millimètres et les angles en radian. Le repère vertébral de Panjabi étant différent de celui proposé dans ce travail, une transformation K de permutation du système d'axes a été appliquée.

Des données de vertèbres thoraciques ont été utilisées en première approximation pour les segments lombaires puisque ces données sont considérées

comme génériques, et qu'une procédure d'optimisation (section 2.3) ajustera les coefficients de la matrice en fonction du niveau intervertébral. En guise de pré évaluation, l'expérience de Panjabi a été reproduite sur une unité fonctionnelle numérique du nouveau modèle proposé dans cette étude, et l'équivalence des résultats a été constatée à 10^{-5} près que ce soit pour les déplacements ou les angles avec le calcul numérique direct.

2.3. Personnalisation des propriétés mécaniques du rachis

La personnalisation des propriétés mécaniques du rachis comporte deux parties. La liaison intervertébrale est d'abord créée avec des propriétés mécaniques génériques (section 2.1). Puis, les propriétés mécaniques du rachis numérique sont calibrées à l'aide d'« expériences tests » sur le patient. Dans cette étude, des tests d'inflexion latérale droite et gauche du rachis ont été utilisés de façon semblable au protocole présenté par Petit (2002).

2.3.1. Techniques d'interpolation et d'optimisation utilisées

Un processus d'optimisation nécessite généralement la définition d'une fonction rendant compte de la pertinence des solutions potentielles, à partir des grandeurs à optimiser: la *fonction objectif* f (*fitness ou cost function* en terminologie anglo-saxonne). C'est une fonction des variables x_1, \dots, x_n qui seront précisées par la suite dans le cadre de notre étude.

2.3.1.1. Interpolation par krigeage dual

La première étape a consisté à définir l'expression de f en fonction des variables de design considérées. Cette expression n'est pas a priori analytiquement connue en fonction des variables de design et elle est hautement non linéaire. Aucune équation mécanique ne permet de connaître à l'avance la forme de f selon x_1, \dots, x_n . Une des solutions à ce problème a été de construire une expression de f à partir d'un échantillon de valeurs de f selon un échantillon de variables x_i . Les techniques d'interpolation étant nombreuses (moindres carrés, polynômes de Lagrange, splines, etc.), seule la technique du krigeage dual sera détaillée étant donné qu'elle sera employée dans cette étude.

Le krigeage est une théorie très générale qui englobe plusieurs autres techniques d'interpolation comme l'interpolation par fonctions « spline » ou encore la méthode des moindres carrés (Trochu, 1993). La fonction krigée peut se décomposer en une première fonction moyenne (appelée dérive et notée $a(x)$) qui est analogue au type de régression (constante, linéaire, quadratique ou encore trigonométrique) dans la méthode des moindres carrés. Une seconde fonction vient compléter l'interpolation: c'est une fluctuation aléatoire qui est un terme probabiliste ($W(x)$). La fonction krigée s'écrit donc $f(x)=a(x)+W(x)$. Quel que soit le terme de dérive, le terme de fluctuation « s'adaptera » pour donner une fonction interpolée acceptable, cependant on veillera à avoir la meilleure interpolation possible.

Pour évaluer la qualité du krigeage, on utilise la validation « croisée ». Pour un échantillon de f , un point de l'échantillonnage est tour à tour retiré pour évaluer l'interpolation de f au point manquant. L'itération de ce procédé et la somme des

erreurs à chaque point donne l'écart quadratique moyen noté Δ . Le meilleur profil de dérive est celui qui minimise Δ .

L'utilisation de cette méthode dans ce projet comme technique d'interpolation est justifiée par le nombre d'avantages qu'elle comporte. Ces derniers sont entre autres : la fonction krigée passe par les points de mesure, elle est continue et dérivable, les points servant à l'échantillonnage peuvent être répartis aléatoirement dans l'espace géométrique, la valeur prise par la fonction krigée en un point dépend de toutes les observations et enfin il est possible d'introduire une distance d'influence, afin de tenir compte uniquement des points de mesure situés dans un voisinage du point où la fonction sera calculée (Trochu, 1993). Par ailleurs, le krigeage dual est facilement implantable sous Matlab et les calculs sont rapides même pour la détermination de l'écart quadratique moyen.

2.3.1.2. Optimisation par algorithmes génétiques

La méthode des algorithmes génétiques (Fogel, 1994; Manoharan et coll., 1999) est ici présentée de façon très générale. L'application à ce projet est détaillée en section 2.3.2.

Certains problèmes d'optimisation doivent satisfaire des *objectifs multiples*, souvent concurrents, ce qui implique un compromis. La méthode classique consiste à définir plusieurs *fonctions objectif* f_i , traduisant chaque objectif à atteindre, et à les combiner au sein de la fonction d'adaptation. La combinaison la plus simple est une somme pondérée des fonctions objectif (Narayanan et coll., 1999):

$$f = \sum_i \alpha_i f_i$$

où les poids α_i doivent être tels que la fonction d'adaptation reste bornée dans l'intervalle $[0, 1]$.

Une fois définie la fonction à optimiser, une méthode adaptée au problème posé a été choisie. Les algorithmes génétiques seront décrits ici puisqu'il s'agit de la méthode utilisée dans cette maîtrise. Le principe est de simuler l'évolution d'une population d'individus divers auxquels on applique différents opérateurs génétiques et que l'on soumet à chaque génération à une sélection. Ces algorithmes sont de plus en plus utilisés dans l'industrie car ils sont particulièrement adaptés aux problèmes d'optimisation comportant de nombreux paramètres.

Les algorithmes génétiques (AG) sont inspirés du concept de sélection naturelle élaboré par Charles Darwin. Le vocabulaire employé est directement calqué sur celui de la théorie de l'évolution et de la génétique. Il a donc été question d'individus (solutions potentielles), de population, de gènes (variables), de chromosomes, de parents, de descendants, de reproduction, de croisement, de mutations.

La première étape a été de définir et de coder convenablement le problème. À chaque variable d'optimisation x_i (à chaque paramètre du dispositif), correspond un gène. Un chromosome est un ensemble de gènes. Chaque dispositif est représenté par un individu doté d'un génotype constitué d'un ou plusieurs chromosomes. Une population est un ensemble de N individus qui évolueront. D'un point de vue informatique, un codage binaire a été utilisé dans l'algorithme. C'est-à-dire qu'un gène est un entier long (32 bits). Un chromosome est un tableau de gènes (Figure 2.3.b). Un individu est un tableau de chromosomes. La population est un tableau d'individus. On aurait pu aussi utiliser d'autres formes de codage (réel,

codage de Gray). On aboutit à une structure présentant cinq niveaux d'organisation (Figure 2.3.a), d'où résulte le comportement complexe des AG.

La première étape de l'algorithme a été la genèse de la population, c'est-à-dire le choix des dispositifs de départ qui vont évoluer. On aurait pu prendre des individus régulièrement répartis dans l'espace. Néanmoins, une initialisation aléatoire a été plus simple à réaliser: les valeurs g_i des gènes ont été tirées au hasard selon une distribution uniforme. On pouvait, si nécessaire, introduire des individus déjà calculés. La taille N de cette population a résulté d'un compromis entre temps de calcul et qualité de la solution qui sera discutée plus tard. Une génération est la population à un instant t donné.

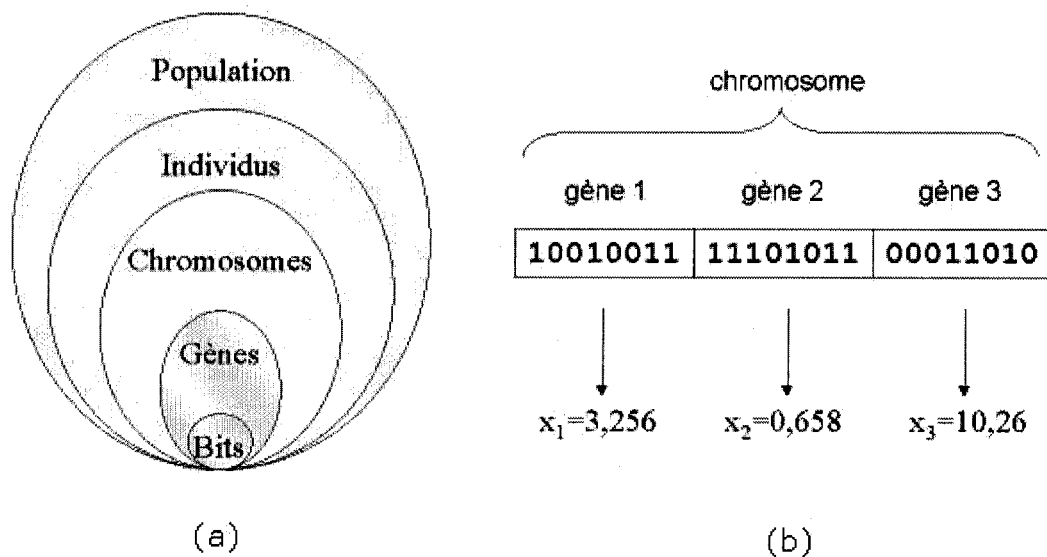


Figure 2.3: Bases des AG (a) Niveaux d'organisation (b) codage des variables d'optimisation

(tirée de http://www.eudil.fr/~vmagnin/coursag/methodes_ag.html, consulté le 03/05/04)

Une fois réalisée l'évaluation de la génération, on opère une sélection à partir de la fonction d'adaptation. Seuls les individus passant l'épreuve de sélection

peuvent accéder à la génération intermédiaire (mating pool en terminologie anglo-saxonne) et s'y reproduire. En fait, cette génération intermédiaire est deux fois plus petite ($N/2$ dispositifs) que la génération dont elle est issue (Figure 2.4). L'algorithme étant conçu de façon à ce que chaque couple d'individus parents donne naissance à deux enfants, il aboutit à nouveau à une génération entière à l'instant $t+1$.

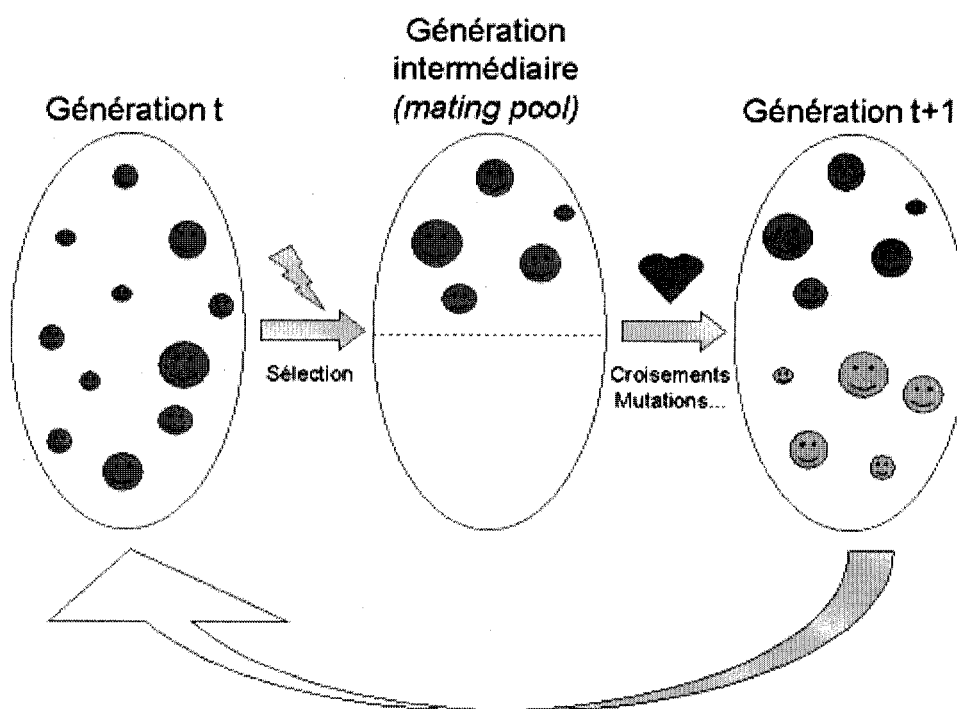


Figure 2.4: représentation schématique du fonctionnement d'un AG
 (tirée de http://www.eudil.fr/~vmagnin/coursag/methodes_ag.html,
 consulté le 03/05/04)

Une fois la génération intermédiaire à moitié remplie, les individus sont aléatoirement répartis en couples hermaphrodites. Les chromosomes (ensembles de paramètres) des parents sont alors copiés et recombinaison de façon à former deux

descendants possédant des caractéristiques issues des deux parents. On forme ainsi la génération $t+1$ (Figure 2.4).

L'opérateur de croisement assure donc le brassage du matériel génétique et l'accumulation des mutations favorables. En termes plus concrets, cet opérateur permet de créer de nouvelles combinaisons des paramètres des composants. Le phénomène de croisement est une propriété naturelle de l'ADN. C'est par analogie qu'ont été conçus les opérateurs de croisement dans les AG. Deux méthodes de croisement classiques ont été testées:

- croisement en un point: on choisit au hasard un point de croisement, pour chaque couple (Figure 2.5.a). Notons que le croisement s'effectue directement au niveau binaire, et non pas au niveau des gènes. Un chromosome peut donc être coupé au milieu d'un gène.
- croisement un deux points: on choisit au hasard deux points de croisement (Figure 2.5.b). Par la suite, cet opérateur a été utilisé car il est généralement considéré comme plus efficace que le précédent. Néanmoins aucune différence notable n'a été constatée dans la convergence de l'algorithme.

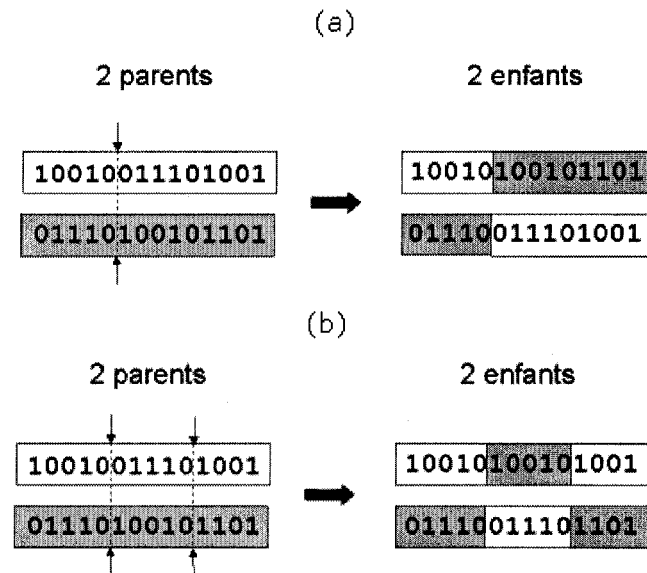


Figure 2.5: Croisements (a) en un point (b) en deux points
 (tirée de http://www.eudil.fr/~vmagnin/coursag/methodes_ag.html,
 consulté le 03/05/04)

Une mutation est définie comme étant l'inversion d'un bit dans un chromosome (Figure 2.6). Cela revient à modifier aléatoirement la valeur d'un paramètre du dispositif. Les mutations jouent le rôle de bruit et empêchent l'évolution de se figer. Elles permettent d'assurer une recherche aussi bien globale que locale, selon le poids et le nombre des bits mutés. De plus, elles garantissent mathématiquement que l'optimum global peut être atteint.

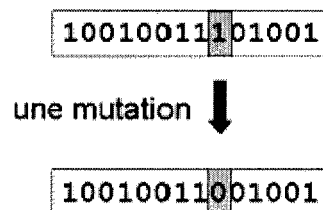


Figure 2.6: représentation schématique d'une mutation dans un chromosome.

(tirée de http://www.eudil.fr/~vmagnin/coursag/methodes_ag.html,
 consulté le 03/05/04)

D'autre part, une population trop petite peut s'homogénéiser à cause des erreurs stochastiques: les gènes favorisés par le hasard peuvent se répandre au détriment des autres. Cet autre mécanisme de l'évolution, qui existe même en l'absence de sélection, est connu sous le nom de dérive génétique. Du point de vue du dispositif, cela signifie que l'on risque alors d'aboutir à des dispositifs qui ne seront pas forcément optimaux. Les mutations permettent de contrebalancer cet effet en introduisant constamment de nouveaux gènes dans la population.

Quelle doit être la taille de la population initiale? Une population trop petite évoluera probablement vers un optimum local peu intéressant. Une population trop grande sera inutile car le temps de convergence sera excessif. La taille de la population a dû être choisie de façon à réaliser un bon compromis entre temps de calcul et qualité du résultat.

2.3.2. Procédure de personnalisation

Le but est la personnalisation du rachis numérique. Cette maîtrise est basée sur l'étude de Petit (2002) où des tests d'inflexion latérale avaient été effectués en clinique sur des patients avant la chirurgie pour évaluer la réductibilité de leur courbure scoliotique. A l'aide de ces radiographies, la géométrie des rachis en inflexion latérale dans le plan frontal est connue. Dans cette étude, les tests d'inflexion latérale (à droite et à gauche) ont été reproduits sur le rachis numérique. L'amplitude du test d'inflexion (déplacement angulaire du centre de la vertèbre la plus haute par rapport à la vertèbre la plus basse) a été appliquée à l'aide d'un « capteur » qui bloque le mouvement d'inflexion quand l'angle est atteint. Trois angles de Ferguson ont été mesurés pour les courbes thoracique proximale,

thoracique principale et lombaire sur la radiographie en inflexion maximale (Figure 2.7). Les trois même angles de Ferguson issus de la simulation sont calculés (notés λ_i). Une fonction objectif f représentant l'erreur entre l'inflexion réelle et la simulation a été écrite : la somme des différences au carré est la fonction objectif

$$f_i = \sum_{j=1}^3 (\lambda_j - \psi_j)^2 .$$

Une fonction f_1 est créée pour la flexion à droite, une fonction f_2

pour la flexion à gauche. La fonction globale f s'écrit $A*f_1+B*f_2$, où A et B sont des poids (en %) qui pondèrent l'importance de chacune des inflexions latérales. Mécaniquement, pour les courbures à convexité gauche, le test de flexion à droite aura comme effet d'augmenter la courbure du rachis et inversement. Les liaisons intervertébrales les plus sollicitées par les tests d'inflexions sont celles qui contrôlent le mouvement des vertèbres situées dans le segment de la courbure qui se corrige. Voilà pourquoi le test à gauche (par exemple) a été pondéré plus fortement (70% pour le test à gauche et 30% pour le test à droite) afin de lui accorder une importance relative par rapport au test à droite, et inversement.

La fonction objectif f est fonction des propriétés mécaniques des liaisons intervertébrales du rachis. Le but est donc de trouver les propriétés mécaniques de chaque joint intervertébral qui minimisent la fonction f . Les variables d'optimisation sont les coefficients de la matrice de raideur du joint intervertébral à chaque niveau. Idéalement, on aurait 18 coefficients (Eq 2) fois le nombre de niveaux intervertébraux (typiquement 16), donc 288 variables. Il n'est pas souhaitable d'optimiser sur un espace à 288 dimensions pour des questions de temps de calcul.

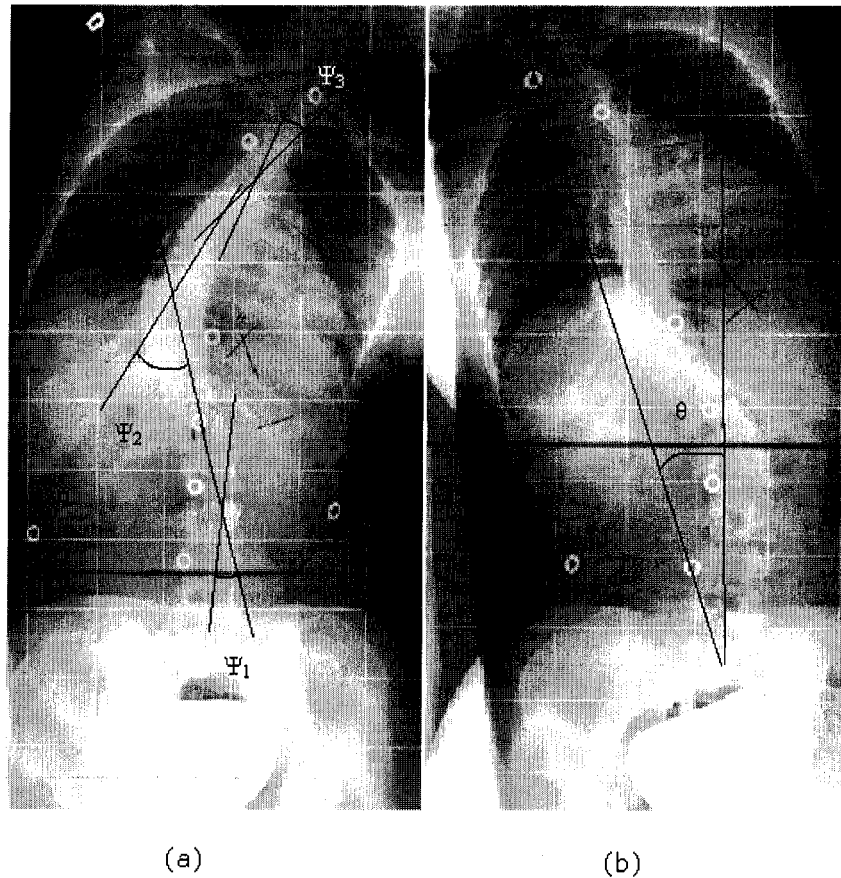


Figure 2.7: Mesures sur les radiographies frontales (test d'inflexion latérales): (a) angles de Ferguson par segment (b) amplitude θ du test d'inflexion

En outre, tous les coefficients de la matrice de raideur de la liaison intervertébrale ne jouent pas un rôle mécanique dans la flexion latérale, et de plus certains sont plus significatifs que d'autres. Voilà pourquoi, dans les simulations, seul le coefficient de raideur du moment K_{44}^i a été ajusté dans le plan frontal où i est le niveau du segment intervertébral. Concrètement, le coefficient K_{44}^i n'a pas été directement modifié mais on lui multiplie un coefficient d'ajustement noté α_i dont l'espace de variation sera $[0.5, 3]$. Les α_i sont devenus les nouvelles variables. Une expression de f a ensuite été cherchée en fonction des α_i . Cette dernière a été

obtenue à l'aide du krigeage dual. Un plan d'échantillonnage (hyper cube latin) a permis de récolter des valeurs f_j en des points σ_{ij} afin de construire l'expression de f .

Il est important d'échantillonner adéquatement l'espace de design. Dans la plupart des cas on a essayé d'avoir 4 ou 5 points par paramètre. Si on avait choisi de simuler toutes les combinaisons, pour un rachis de 17 vertèbres, on aurait eu 16 paramètres et donc $4^{16}=4.294.967.296$ simulations à faire. Dans cette étude, les σ_i ont été groupés par segments. On parle dans ce cas de rigidité par segments. Par exemple, on a groupé les segments L5-L4-L3-L2 en disant que la raideur de flexion dans le plan frontal sera régie par le seul paramètre σ_1 . Cela ne nuit pas forcément à la procédure de personnalisation, certains auteurs (Perdriolle, 1979; Moe et coll., 1978) ayant reporté dans la littérature ces propriétés de rigidité par segments de la colonne vertébrale, et de plus le nombre de simulations nécessaires pour formuler f s'amoindrit. Pour 4 segments, on a donc réduit le nombre de simulations à $4^4=256$.

La fonction f est donc approximativement connue à l'aide de la technique de krigeage.

La recherche d'optimum a été lancée à l'aide d'algorithmes génétiques codés sous Matlab. Dans cette étude chaque individu possédait un seul chromosome. Les gènes composants ce chromosome étaient les K_{44}^l (l variant entre 1 et 4). Chaque K_{44}^l a été codé en binaire pour former le gène directement utilisé sous Matlab. Une population de N individus était donc un ensemble de configurations $\{K_{44}^1, K_{44}^2, K_{44}^3, K_{44}^4\}$ qui correspondait aux propriétés mécaniques d'une colonne vertébrale numérique. Une population initiale aléatoire a été générée avec des gènes compris dans l'intervalle de valeur fixé pour cette étude ($[0.5,3]$). L'algorithme génétique a effectué des croisements de population sur un nombre de génération fixé (100 dans

cette maîtrise) jusqu'à trouver l'individu (donc la configuration $\{K_{44}^1, K_{44}^2, K_{44}^3, K_{44}^4\}$) qui minimisait la fonction « objectif » obtenue par krigeage dual. Le processus aléatoire de recherche de minimum assure d'avoir trouvé un minimum global. Cependant, par soucis d'exactitude, l'algorithme a été lancé plusieurs fois pour s'assurer que l'optimum trouvé est vraisemblablement bien global.

2.4. Modélisation de la liaison implant vertèbre

2.4.1. Expérimentation de caractérisation du complexe implant/vertèbre

Cette section s'appuie principalement sur les travaux réalisés en collaboration avec Luc Cloutier (2004). Ils ont servi à évaluer les courbes de comportement mécanique des vis pédiculaires montées sur des vertèbres dans le cadre d'une chirurgie par abord postérieur. Un protocole expérimental a permis l'application de deux moments perpendiculaires sur les têtes des vis. Le montage comporte un appareil de mesure des forces appliquées en fonction des déplacements (Bionix 858, MTS systems Corp., Minneapolis, Minnesota) relié à une console de contrôle et un ordinateur pour l'acquisition des données. Une caméra optique 3D (Visualeyez, Phoenix Technologies, Phoenix, Arizona), trois diodes (LED) reliées à un ordinateur pour l'acquisition des positions et déplacements en fonction du temps ont aussi été utilisées. La figure 2.8 présente le montage qui a été utilisé pour l'obtention des courbes de caractérisation du comportement des vis pédiculaires.

Les forces allaient de 0 à 500 N et ont été appliquées dans deux directions différentes : la première perpendiculaire au plan sagittal et la seconde perpendiculaire au plan transverse. La ligne moyenne de l'implant a été discrétisée en un nombre fini de points autour du point d'insertion de l'implant dans la vertèbre. En supposant tour à tour chacun de ces points comme étant le centre de rotation fixe de l'implant, les rotations et les translations de l'implant en conséquence de la force appliquée ont été calculés. Ensuite la moyenne de ces rotations et de ces translations sur l'ensemble des points a été calculée. De ces valeurs, on a extrait des raideurs moyennes en rotation et en translation de l'implant par rapport à la vertèbre. Ces raideurs ont été supposées être celles entre l'implant (vis ou crochet) et la vertèbre au point d'insertion de l'implant dans la vertèbre.

Tableau 2.1 : Raideurs du complexe implant/vertèbre utilisées dans la maîtrise

	Plan sagittal à 400N	Plan transverse à 400N
Raideurs en		
rotation (N.m)	5.8	7.5
translation (N/mm)	109	135

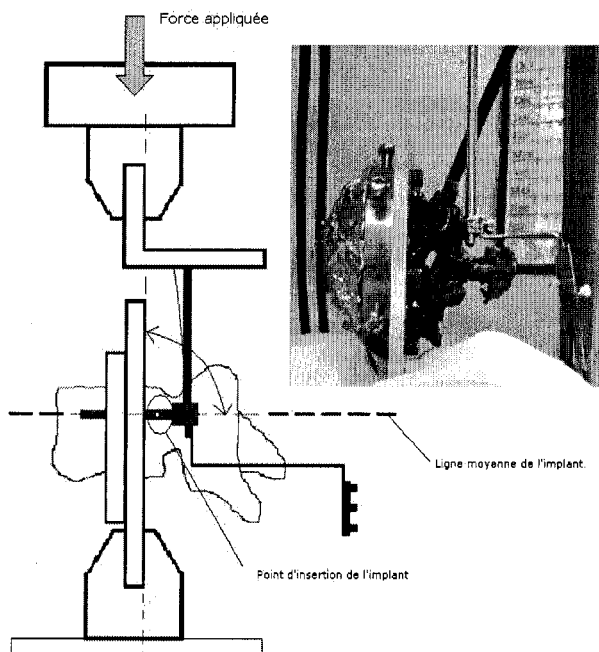


Figure 2.8: Montage expérimental de caractérisation de la liaison implant vertèbre
(tirée de Cloutier, 2004)

2.4.2. Modélisation

Les raideurs en rotation et en translation dans deux plans de l'espace ainsi mesurées ont été supposées indépendantes. Comme il n'existe aucune étude expérimentale permettant de caractériser la raideur en torsion de la liaison, arbitrairement, elle a été fixée à une faible valeur étant donné qu'il est rapporté que la vis peut tourner librement ou avec peu d'effort dans plusieurs situations (Labelle, 2003). La même modélisation que pour le joint intervertébral a été utilisée, les couplages en moins. Le centre de rotation a été fixé au point d'insertion de la vis dans le pédicule. Les marqueurs de la liaison sont montrés sur la figure 2.9.

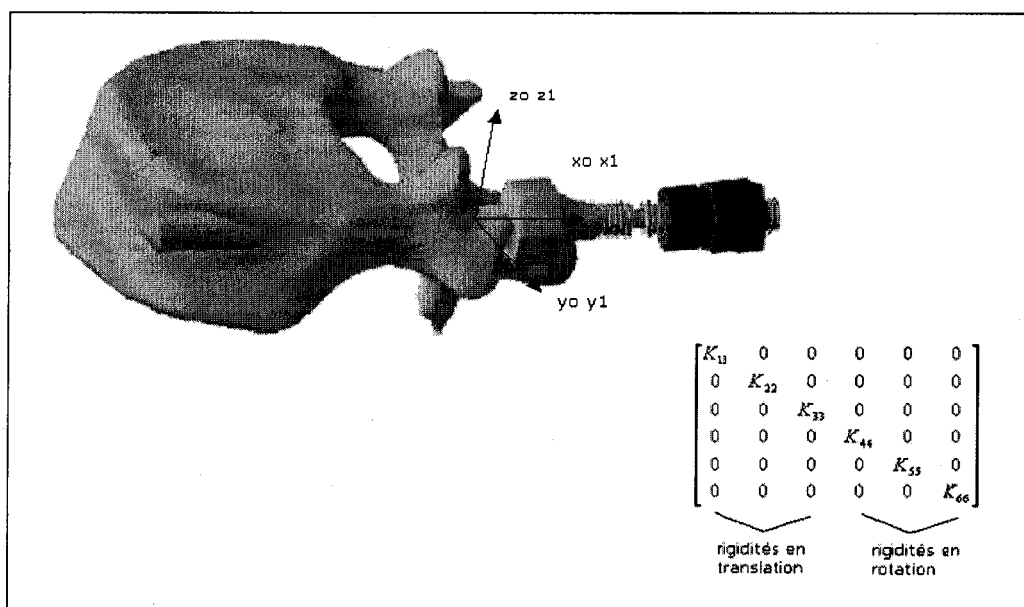


Figure 2.9: Modélisation de la liaison implant vertèbre

2.5. Méthodes d'évaluation de l'acte chirurgical numérique

L'évaluation du travail effectué (modélisation du joint intervertébral, personnalisation des propriétés mécaniques, modélisation du complexe implant/vertèbre) s'est principalement fait par l'intermédiaire de la simulation de l'acte chirurgical et la comparaison avec des données expérimentales. Deux points importants ont été analysés: la correction géométrique du rachis et les efforts induits par les manœuvres chirurgicales.

2.5.1. Simulation des actes chirurgicaux pour la correction de la scoliose

Plusieurs types de conditions aux limites ont été testés. Un joint de cardan fixé au bâti (environnement fixe et extérieur au système {rachis+instrumentation})

empêche les mouvements de torsion du rachis, ainsi que le déplacement de la vertèbre inférieure selon les trois directions lors des simulations mécaniques. Ceci permet d'approximer les mouvements fonctionnels autorisés par la liaison rachis/bassin lorsque le patient prend appui en plusieurs points sur la table d'opération lors de la chirurgie réelle. Afin d'assurer la convergence numérique et le réalisme, la vertèbre la plus haute est autorisée à se déplacer verticalement uniquement à partir de sa position initiale.

La nouvelle liaison implant/vertèbre présentée à la section 2.42 ainsi que la précédente liaison fixe ont été testées séparément et comparées.

La tige est générée à partir de points numérisés pendant la véritable chirurgie. Elle est orientée dans le plan frontal du patient selon son plan de plus forte courbure. Cela a pour effet de réduire les efforts de rapprochement de la tige vers les implants aussi bien dans la chirurgie réelle qu'en simulation.

La tige est attachée aux implants successivement. Un point sur la tige proche de l'implant est choisi, et sur ce dernier est généré et orienté un clip qui sert de liaison mécanique entre la tige et l'implant. Le clip est relié à la tige par une liaison « pivot glissant », ce qui le rend libre de s'ajuster sur la tige lors de l'attache à l'implant. Deux déplacements imposés obligent la tige à se rapprocher de l'implant. Un nombre de pas de simulation entre 5 et 10 a été spécifié. A la fin de l'attache, une liaison sphérique rend le clip mobile en rotation autour de l'implant pendant les autres manœuvres d'attachement.

Une fois tous les implants attachés, une rotation a été imposée sur la tige de la même façon que la manœuvre effectuée par le chirurgien durant l'opération.

La dernière manœuvre a consisté en un déplacement imposé de tous les écrous sur les implants afin de rapprocher la tige des vertèbres et fixer l'instrumentation.

La chirurgie de 7 patients à l'aide de l'instrumentation Colorado 2 par abord postérieur a été simulée. Cinq patients présentent une scoliose thoracique droite (TD) de courbure moyenne ($<55^\circ$ d'angle de Cobb) et 2 présentent une double scoliose thoracique droite (RT) et lombaire gauche (LG) de courbure moyenne ($<55^\circ$ d'angle de Cobb) (Tableau 2.2). Les clichés servant à reconstruire la géométrie initiale du rachis ont été pris pendant l'opération, le patient allongé sur la table d'opération. La géométrie post opératoire est, elle aussi, issue de clichés après instrumentation lorsque le patient est encore couché sur la table. Dans tous les cas, les segments instrumentés ainsi que les quelques vertèbres non instrumentées visibles sur les radiographies ont été considérés. L'installation de la deuxième tige n'a pas été modélisée étant donné que Petit (2002) considère que la pose de la seconde tige a des effets négligeables sur les corrections, mais plutôt un effet stabilisateur et solidificateur du système {rachis,instrumentation} après la chirurgie.

Tableau 2.2: Caractéristiques des patients utilisés pour les simulations de chirurgie

Patients	Types de scoliose	Angles de Ferguson en degrés	Niveaux du rachis numérique	Position des implants
1	TD	51	L2-T4	Crochets: T4 T6 T8 T10 Vis: T12
2	LG TD	40 50	L5-T5	Vis: T5 T7 T8 T10 T11 T12 L1 L4 L5
3	TD	46	L4-T4	Crochets: T4 T5 T6 T8 T9 T10 Vis: L1 L2 L3
4	LG TD	24 24	L5-T4	Vis: T5 T7 T9 T11 L1 L3 L5
5	TD	42	L2-T3	Crochets: T4 T5 T6 T7 T8 T10 Vis: T12 L1 L2
6	TD	34	L4-T4	Crochets: T4 T5 T7 T9 Vis: T12 L1 L2 L3
7	TD	48	L3-T4	Crochets: T4 T5 T7 T9 T11 Vis: L1 L2 L3

2.5.2. Mise en place des résultats

Les résultats sont issus des travaux présentés dans les sections 2.2 (la modélisation de la liaison intervertébrale à l'aide de l'élément de type « field »), 2.3 (la personnalisation des propriétés mécaniques du rachis scoliotique) et 2.4 (l'introduction d'une liaison flexible entre l'implant et la vertèbre).

Les résultats sont rapportés en terme de correction géométrique et d'efforts induits en simulation de chirurgie.

Les corrections géométriques : les écarts de position des vertèbres

Pour évaluer les écarts de position des vertèbres entre la simulation de la chirurgie et la reconstruction de la géométrie post-opératoire, 2 indices de caractérisation de la correction ont été utilisés.

Pour calculer le premier, l'écart (distance 3D) entre la position d'un point de référence sur chacune des vertèbres du patient dont la chirurgie a été simulée et le même point sur la géométrie post-opératoire reconstruite de ce même patient a été calculé. Le point de référence était le centre du plateau inférieur de la vertèbre. La moyenne (noté Moy) sur les 7 patients a été calculée (Figure 2.10). Pour le second indice, l'écart maximum entre la simulation et la reconstruction post-opératoire a été relevé pour chaque patient et divisé par la moyenne des écarts sur le patient (noté Max/Moy) (Figure 2.10). Ce dernier a permis d'évaluer la contribution de l'écart maximal sur l'écart moyen et donc de mesurer en quelque sorte les répercussions d'écarts d'une vertèbre à l'autre.

Il est en outre nécessaire de préciser que le calcul de ces indices est basé sur des différences de position d'un point de référence de la vertèbre dans un repère de courbure régionale. Un premier vecteur est généré à l'aide des points au centre du plateau inférieur de la vertèbre la plus basse et de la vertèbre la plus haute du segment rachidien considéré. Un second vecteur est ensuite défini à partir du centre du plateau inférieur de la vertèbre la plus basse et d'un point à 10mm sur la gauche de ce centre selon la direction définie par les deux centres pédiculaires gauche et droit. Le produit vectoriel normé de ces deux premiers vecteurs donne l'axe X du repère de courbure régionale. La définition du repère est résumée en figure 2.11.

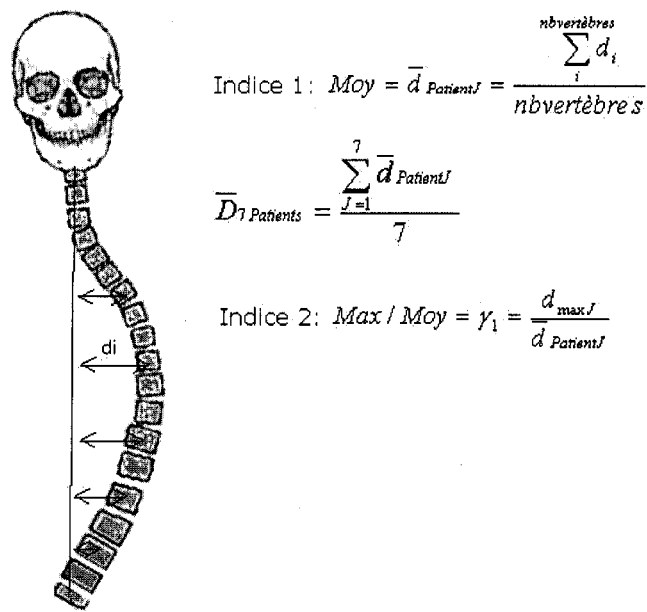


Figure 2.10 : Méthode de calcul des indices de corrections géométriques

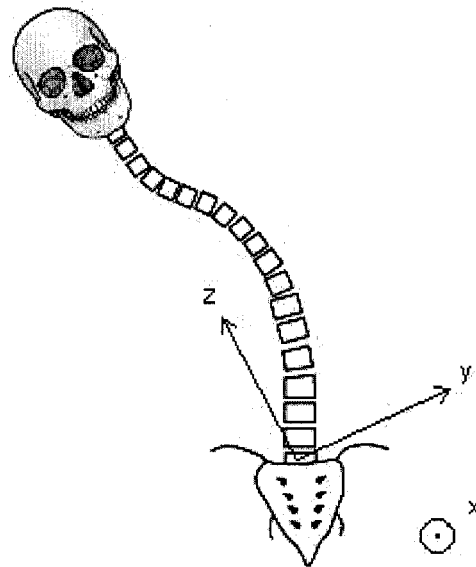


Figure 2.11: Définition du repère de courbure régionale

Les corrections géométriques : les différences d'angles de Ferguson

L'angle de Ferguson sur deux des courbures du patient (thoracique droite ou lombaire gauche) a été calculé. La valeur absolue de l'écart entre l'angle calculé après la simulation et celui calculé sur la géométrie reconstruite post-opératoire donne l'indice Eangle.

Les corrections géométriques : les différences d'orientation du plan de déformation maximale

Le plan de déformation maximale est le plan où l'angle de Cobb mesuré est maximal. L'écart en valeur absolue entre l'orientation de ce plan calculée en simulation et sur la géométrie reconstruite post-opératoire donne l'indice PDM.

Les efforts induits par la chirurgie

Les efforts de réactions suivants ont été mesurés : les forces et les moments de réactions intervertébrales, les forces de rapprochement de tige, le moment de rotation de tige, les forces de réactions dues au serrage des écrous et enfin, pour certains cas, les efforts de réactions entre l'implant et la vertèbre.

Pour évaluer l'amplitude des forces induites par la simulation de la chirurgie, trois indices de caractérisation ont été introduits. Le premier a été l'amplitude de la force maximale générée par la simulation. Cette force maximale est apparue pendant l'une des 3 étapes de la simulation : l'attachement des implants, la rotation de la tige ou encore le serrage des écrous. L'endroit où a été mesuré cette force a aussi été repéré. Afin de replacer cet effort maximal dans son contexte de simulation, deux autres indices de caractérisation ont été calculés. Le premier, noté

δ_1 , était le rapport entre la force maximale mesurée et la moyenne de cette force tout au long de l'étape sur laquelle le maximum a été mesuré. Le second, δ_2 , était le rapport entre la force maximale mesurée et la moyenne de tous les mêmes types de réaction présents dans le modèle sur l'étape de simulation où ce maximum a été mesuré.

Par exemple, si quand on calcule le maximum des forces intervertébrales, on trouve une force maximale de 700N sur le joint liant T1 à T2 pendant l'attachement des implants. Alors δ_1 vaudra $700/\text{moyenne}(\text{force intervertébrale de T1-T2 pendant l'attachement des implants})$ et δ_2 vaudra $700/\text{moyenne}(\text{force intervertébrale de toutes les liaisons intervertébrales pendant l'attachement des implants})$.

Chacun de ces trois indices est calculé pour les 7 patients. Les résultats sont présentés uniquement pour les moyennes de ces indices sur les 7 patients.

CHAPITRE 3. RÉSULTATS

Dans ce chapitre sont réunis les principaux résultats issus des travaux présentés dans les sections 2.2 (la modélisation de la liaison intervertébrale à l'aide de l'élément de type « field »), 2.3 (la personnalisation des propriétés mécaniques du rachis scoliotique) et 2.4 (l'introduction d'une liaison flexible entre l'implant et la vertèbre). Les deux premières sections du présent chapitre présentent l'influence de chacune des trois contributions sur :

- les corrections géométriques après la simulation de la chirurgie
- les forces induites par la simulation de la chirurgie.

La troisième section présente les coefficients de rigidité obtenus à la suite de la procédure de personnalisation des 7 patients utilisés.

Le lecteur pourra consulter un tableau détaillé de la géométrie du modèle de simulation à chaque étape du protocole chirurgical en Annexe A.

3.1. Corrections géométriques

Les résultats mettant en valeur l'influence des travaux de cette maîtrise sur les corrections géométriques après la simulation de la chirurgie suivant les méthodes de la section 2.5.2 ont été regroupés dans le tableau 3.1.

De façon générale, les écarts moyen selon la direction Z ont été systématiquement moins élevés quel que soit le type de joint utilisé, que l'on introduise une liaison flexible entre la vertèbre et l'implant ou non. Ces écarts sont

tous inférieurs à 4.5 mm. Les écarts moyens selon la direction X ont tous été entre 4.5 mm et 5 mm. Les écarts moyens selon la direction Y sont plus variables. De grands écarts moyens (supérieurs à 5.9 mm) dans cette direction ont été constatés pour les liaisons de type « poutre » et de type « sphérique ». Le rapport Max/Moy a été le plus faible dans la direction Z. De plus, ce rapport a été le plus élevé pour la direction Y, sauf pour le joint de type « sphérique ». Cela signifie que les écarts sont plus uniformes dans la direction Z le long du rachis, alors que selon les directions X et Y, on a pu remarquer des écarts plus « locaux ».

Tableau 3.1 : Valeurs des indices de caractérisation géométrique pour plusieurs types de liaison

Grandeur en mm	Partie I : Étude du joint intervertébral						Partie II : Etude de la personnalisation		Partie III : Etude de la liaison implant vertèbre	
	Joint de type "field"		Joint de type "poutre"		Joint de type "sphérique"		Joint de type "field" personnalisé		Joint de type "field" personnalisé avec liaison implant/vertèbre	
	Moy	Max/Moy	Moy	Max/Moy	Moy	Max/Moy	Moy	Max/Moy	Moy	Max/Moy
X	4.59	2.23	4.88	2.25	5.3	2.33	4.92	2.19	4.94	2.2
Ecart type	2.83		2.06		2.23		3.29		3.16	
Y	3.49	2.52	6.53	2.38	5.94	2.06	3.45	2.51	2.78	2.45
Ecart type	1.96		4.12		4.49		2.06		1.93	
Z	3.04	2.03	4.34	2.12	3.06	2.06	2.98	2.02	2.89	2.15
Ecart type	1.89		1.15		1.38		1.94		1.83	

Résultats de la Partie I du tableau 3.1

Les écarts qui ont été calculés pour le joint de type « field » ont été en moyenne plus faibles que pour les deux autres types de joint. Selon les directions Y

et Z, les écarts moyens mesurés pour le joint de type « sphérique » sont inférieurs à ceux mesurés pour le joint de type « poutre ». Pour la direction X, l'écart moyen du joint de type « poutre » a été inférieur à celui pour le joint de type « sphérique ». Ainsi, les plans où les écarts moyens ont été le moins importants ont été : le plan YZ (plan frontal) pour le joint de type « field », le plan XZ (plan sagittal) pour les joints de type « poutre » et « sphérique ».

Résultats de la Partie II du tableau 3.1

On a noté que pour les directions Y et Z, les écarts induits par le joint de type « field » personnalisé ont été moins importants que pour ceux du joint de type « field » générique. Dans tous les cas, les ordres de grandeurs des écarts sont restés les mêmes. La personnalisation du joint de type « field » générique n'a pas changé les plans des écarts minimums. Cependant, on a remarqué un écart plus faible dans le plan frontal (YZ) pour le joint de type « field » personnalisé.

Résultats de la Partie III du tableau 3.1

On a pu constater plusieurs modification dues à l'introduction de liaisons flexibles entre les implants et les vertèbres. Si l'on compare la partie II et la partie III du tableau 3.1, les écarts selon la direction X sont les plus élevés. Pour le joint de type « field » personnalisé avec liaison implant vertèbre (FPIV), on a pu constater un écart plus important selon la direction Z que selon la direction Y. La situation est inversée pour le joint de type « field » personnalisé sans liaison implant/vertèbre flexible (FP).

Les tableaux 3.2 et 3.3 mettent en valeur l'influence des travaux de cette maîtrise sur les écarts des angles de Ferguson avec la reconstruction de la géométrie post-opératoire des 7 patients après les simulations de chirurgie.

Tableau 3.2 : Écarts des angles de Ferguson thoraciques en degrés pour 7 patients

	Partie I : Étude du joint intervertébral			Partie II : Etude de la personnalisation	Partie III : Etude de la liaison implant vertèbre
	Joint de type "field"	Joint de type "poutre"	Joint de type "sphérique"	Joint de type "field" personnalisé	Joint de type "field" personnalisé avec liaison implant/vertèbre
Patient	Eangle	Eangle	Eangle	Eangle	Eangle
1	6.9	0.4	0.9	7.0	9.6
2	6.2	0.6	12.1	3.0	3.8
3	2.0	6.4	3.8	2.0	5.0
4	6.1	4.9	2.9	6.1	5.0
5	2.9	8.8	7.3	2.3	5.1
6	1.7	1.7	0.8	1.5	1.5
7	0.4	1.4	0.3	4.6	7.5
Moyenne	3.7	3.5	4.0	3.8	5.4
Ecart Type	2.6	3.3	4.3	2.1	2.6

Tableau 3.3 : Écarts des angles de Ferguson lombaires en degrés pour 2 patients

	Partie I : Étude du joint intervertébral			Partie II : Etude de la personnalisation	Partie III : Etude de la liaison implant vertèbre
	Joint de type "field"	Joint de type "poutre"	Joint de type "sphérique"	Joint de type "field" personnalisé	Joint de type "field" personnalisé avec liaison implant/vertèbre
Patient	Eangle	Eangle	Eangle	Eangle	Eangle
2	3	0.2	8.3	6	6.8
4	10.7	15.1	12.1	10.9	7.9

De façon générale, les écarts moyens des angles de Ferguson thoraciques par rapport à la géométrie reconstruite post-opératoires sont inférieurs à 5.5 degrés quel que soit le type de joint utilisé, que l'on introduise une liaison flexible entre la vertèbre et l'implant ou non. Pour les écarts des angles de Ferguson lombaires, le patient 4 a montré des écarts plus importants d'au moins 7.9 degrés.

Résultats de la Partie I des tableaux 3.2 et 3.3

En moyenne, les écarts d'angles thoraciques moyens pour le joint de type « poutre » ont été calculés inférieurs à ceux pour le joint de type « field » qui eux même ont été calculés inférieurs aux écarts moyens pour le joint de type « sphérique ». En particulier, on a relevé pour le joint de type « field », 3 patients dont les écarts d'angles thoraciques ont été supérieurs à 5 degrés. Parmi ces 3 patients, 2 présentaient des courbures doubles (Patient 2 et Patient 4). Pour le joint de type « poutre », on a relevé 2 patients dont les écarts d'angle de Ferguson thoracique avec les angles de Ferguson de la géométrie reconstruite post-opératoire ont été supérieurs à 5 degrés. Pour le joint de type « sphérique », on a relevé deux patients avec des écarts supérieurs à 5 degrés, dont 1 (Patient 2) présentait une courbure double.

Résultats de la Partie II des tableaux 3.2 et 3.3

On a noté peu de différences (différences <5 degrés) sur les écarts des angles de Ferguson entre les rachis dotés de joints de type « field » générique et ceux dotés de joints de type « field » personnalisés. En outre, tous les patients dont les écart avec les angles de Ferguson de la reconstruction post-opératoire étaient

supérieurs à 5 degrés sont restés supérieurs à 5 degrés après la personnalisation sauf pour le Patient 2.

Résultats de la Partie III des tableaux 3.2 et 3.3

On a pu remarquer l'augmentation globale des écarts des angles de Ferguson calculés entre la simulation et la reconstruction géométrique post-opératoire à cause de l'emploi de liaisons flexibles sur le complexe implant/vertèbre. En moyenne, pour le modèle de type FP, on a mesuré un écart thoracique de 3.8 ± 2.1 degrés, alors que pour le modèle de type FPIV, on a noté un écart thoracique moyen de 5.4 ± 2.6 degrés. De plus, on a pu recenser 5 patients dont les écarts thoraciques étaient supérieurs à 5 degrés pour le modèle de type FPIV alors que seulement 2 l'étaient pour le modèle de type FP.

Le tableau 3.4 met en valeur l'influence des travaux de cette maîtrise sur les écarts des orientations des plans de déformation maximale avec la reconstruction de la géométrie post-opératoire des 7 patients après les simulations de chirurgie.

Tableau 3.4 : Écarts des angles de l'orientation du plan de déformation maximale pour 7 patients

	Partie I : Étude du joint intervertébral			Partie II : Etude de la personnalisation	Partie III : Etude de la liaison implant vertèbre
Grandeur en degrés	Joint de type "field"	Joint de type "poutre"	Joint de type "sphérique"	Joint de type "field" personnalisé	Joint de type "field" personnalisé avec liaison implant/vertèbre
Patient	PDM	PDM	PDM	PDM	PDM
1	35	28	1	30	20
2	35	49	4	48	39
3	28	17	21	17	21
4	35	33	0	48	27
5	25	6	33	6	4
6	23	1	26	3	28
7	15	32	23	13	21
Moyenne	28.0	23.7	15.4	23.6	22.9
Ecart Type	7.6	16.8	13.5	18.8	10.6

De façon générale, les écarts sur l'orientation du plan de déformation maximal ont été tous calculés inférieurs à 30 degrés quel que soit le type de joint utilisé, que l'on ait personnalisé la liaison intervertébrale, que l'on ait utilisé une liaison flexible entre l'implant et la vertèbre ou non.

Résultats de la Partie I du tableau 3.4

En moyenne, on a remarqué que le joint de type « field » était celui qui introduisait le plus d'écart avec la géométrie post-opératoire reconstruite. Le joint de type « sphérique » présente quel que soit le patient des écarts tous inférieurs à 35 degrés avec pour la totalité des patients une moyenne d'environ 15 degrés.

Résultats de la Partie II du tableau 3.4

La personnalisation du modèle de rachis numérique a diminué les écarts d'orientation du plan de déformation maximale entre la simulation et la géométrie post-opératoire reconstruite. Cette diminution est de l'ordre de 5 degrés.

Résultats de la Partie III du tableau 3.4

En moyenne, l'introduction de la liaison entre l'implant et la vertèbre a permis de diminuer les écarts d'orientation du plan de déformation maximale et ce, d'environ 1 degré par rapport aux simulations de la partie II.

Tableau 3.6 : Moyennes sur les 7 patients des moments de réactions en N.m

	Partie I : Étude du joint intervertébral									Partie II : Etude de la personnalisation			Partie III : Etude de la liaison implant vertèbre		
Moments	Joint de type "field"			Joint de type "poutre"			Joint de type "sphérique"			Joint de type "field" personnalisé			Joint de type "field" personnalisé avec liaison implant/vertèbre		
	Mmax	δ1	δ2	Mmax	δ1	δ2	Mmax	δ1	δ2	Mmax	δ1	δ2	Mmax	δ1	δ2
Intervertébrales	29.6	0.87	0.53	22.9	0.97	0.46	48.2	0.97	0.45	32.3	0.92	0.47	21.9	0.95	0.62
Ecart type	6.6			5.7			15.8			6.8			6.5		
Rotation tige	7.3	0.54	0.54	6.0	0.56	0.56	7.7	0.61	0.61	7.8	0.55	0.55	5.4	0.53	1.00
Ecart type	2.5			2.2			5.3			1.8			1.8		
Implant/vertèbre										12.5	0.95	0.37	8.3	0.92	0.44
Ecart type										4.0			2.9		

Résultats de la Partie I des tableaux 3.5 et 3.6

Pour tous les types de forces, les forces maximales pour le joint de type « field » et le joint de type « poutre » étaient inférieures à 600N. Les forces maximales pour le joint de type « sphérique » ont toutes été supérieures à 1000N. Pour les forces de réactions intervertébrales, on a noté que les forces induites par la présence du joint de type « poutre » étaient les moins élevées. On a de plus remarqué que les forces intervertébrales induites par le joint de type « field » étaient moins élevées que celle induites par le joint de type « sphérique ». Pour les forces de rapprochement de tige et de serrage des écrous, les forces induites par la présence du joint de type « field » ont été les moins élevées.

Pour tous ces 3 types de joints, les moments maximaux induits par la rotation de la tige ont été inférieurs à 8 N.m. Pour les joints de types « field » et « poutre » on a recensé des moments maximaux intervertébraux inférieurs à 30 N.m. Pour le joint de type « sphérique », ces mêmes moments sont supérieurs à 45

N.m. Pour les moments de réactions intervertébraux et de rotation de tige, le joint de type « poutre » a été le moins contraignant.

De plus, pour tous les types de forces, exceptées les forces de rapprochement de tige, et pour tous les types de joints, on a noté $\delta_1 > 0.95$ et $\delta_2 > 0.4$. Pour les forces de rapprochement de tige on a noté $\delta_1 < 0.55$ et $\delta_2 < 0.25$. Pour tous les types de joints et pour tous les moments de réactions intervertébrales on a calculé $\delta_1 > 0.85$ et $\delta_2 \sim 0.5$. De plus, pour les moments de rotation de tige et pour tous les types de joint, on a noté $\delta_1 \sim 0.5$.

Résultats de la Partie II des tableaux 3.5 et 3.6

Pour tous les types de forces de réactions, on a constaté que les forces induites par le joint de type « field » personnalisé étaient supérieures aux forces induites par le joint « field » non personnalisé.

Pour tous les types de moments de réactions, on a observé le même phénomène que pour les forces, à savoir que la personnalisation les avaient fait augmenter. De plus, leur δ_1 et δ_2 ont augmenté avec la personnalisation.

On a remarqué que pour tout type de force, et bien que ces dernières aient augmenté avec la personnalisation, pour les deux types de joints, δ_1 et δ_2 sont restés constants.

Présentation des résultats de la Partie III des tableaux 3.5 et 3.6

Pour tout type de forces de réaction, les forces induites par le modèle de type FP ont été plus élevées que celles induites par le modèle FPIV d'au moins 60N. En outre, pour tout type de force, on a noté que $\delta_1(\text{FP}) \sim \delta_1(\text{FPIV})$ de même que $\delta_2(\text{FP}) \sim \delta_2(\text{FPIV})$.

Pour tout type de moment, on a constaté que l'utilisation du modèle FP était plus inductrice d'effort que ceux induits par le modèle de type FPIV et ce d'au moins 2.5 N.m. De même que pour les forces de réactions on a noté que $\delta 1(FP) \sim \delta 1(FPIV)$ et que $\delta 2(FP) \sim \delta 2(FPIV)$.

3.3. La personnalisation

De la procédure de personnalisation des propriétés mécaniques de la colonne vertébrale, on a extrait des coefficients de rigidité par segment du rachis (Tableau 3.7):

Tableau 3.7: Coefficients de rigidité (σ_i) des segments rachidiens personnalisés

		Segment1	Segment 2	Segment 3	Segment 4	
Patient	Type de courbure	Lombaire L2 à L5	Thoraco-lombaire T10 à L1	Moyen thoracique T6 à T9	Haut thoracique T2 à T5	Apex
1	TD	0.5	2.5	2.0	2.1	T7
3	TD	1.9	1.3	2.9	2.0	T9
5	TD	0.5	1.1	0.5	0.5	T8
6	TD	0.8	0.5	1.7	0.8	T9
7	TD	0.8	0.5	0.9	2.1	T12
Moyenne		0.8	1.2	1.7	1.3	
Ecart Type		0.5	0.7	0.9	0.7	
2	LG et TD	0.5	1.5	2.3	2.1	L2 et T8
4	LG et TD	0.5	0.5	0.5	0.5	T9 et L1

La personnalisation a eu pour effet d'augmenter ou diminuer les coefficients de personnalisation. Certains segments ont donc été rendu plus flexibles ou plus rigides par rapport aux propriétés mécaniques génériques de Panjabi (1976).

Pour les courbures thoraciques droites, on a noté une « rigidification » des segments thoraco-lombaires, moyens thoraciques et haut thoraciques. Ce sont les segments qui contiennent la courbure principale. Le segment lombaire a quant à lui été rendu plus flexible.

On a constaté pour le patient 2, un motif de « rigidification » similaire à celui des patients présentant une simple courbure thoracique droite. Le patient 4 a été rendu plus « flexible » sur tous les segments.

CHAPITRE 4. ANALYSE DES RÉSULTATS ET DISCUSSION

Ce chapitre présente une analyse des principaux résultats ainsi qu'une discussion des travaux présentés dans ce mémoire.

4.1. La simulation de la chirurgie

Le nombre d'étapes de simulation du modèle proposé dans ce mémoire est à dimension variable. Il est possible de proposer autant d'étapes que d'implants à attacher plus une étape pour la rotation des tiges et une autre étape pour le serrage des écrous. Certaines étapes comme le serrage des écrous auraient pu être encore plus discrétisées comme le serrage par séquence impliquant des serrages partiels de certains écrous pour ensuite en serrer d'autres et ensuite revenir aux premiers. Certains choix ont été faits quant au niveau de détail du modèle. Ces choix sont en liaison directe avec la capacité du modèle à converger quelles que soient les stratégies d'instrumentation. Ceci se distingue des travaux de Verniest (2003) qui, dans son étude, bien que le nombre d'étapes était de 46, a constaté que le modèle qu'il a proposé ne convergeait pas, certaines étapes (serrage des écrous, positionnement des clips sur la tige) du protocole rendant le système cinématique composé du rachis et de l'instrumentation hyperstatique. On ne s'est cependant pas attardé à représenter certains détails de la chirurgie comme des ajustements de position ou de forme de tige pendant l'attachement de la tige ou encore à modéliser le positionnement réel par le chirurgien des clips sur la tige.

En fait, l'originalité de cette maîtrise est d'avoir ajouté certaines flexibilités dans le système rachis/instrumentation, ce qui permet de régler en bonne partie les

problèmes de sur contraintes et de convergence présentes dans les travaux de Verniest (2003) et Petit (2002).

Par contre, le modèle utilisé comprend un certain nombre de limites qu'il convient de discuter avant d'analyser les résultats des modélisations du projet.

Les conditions aux limites utilisées ont été proposées en premier lieu pour bloquer les déplacements rigides du rachis et ensuite de pallier l'absence de bassin, de cage thoracique et de muscles. Il s'agissait d'associer un joint de cardan sur la vertèbre la plus basse ainsi qu'une contrainte en déplacement vertical sur la vertèbre la plus haute. Ces conditions permettent au rachis d'être suffisamment contraint pour que les simulations convergent car de manière générale, si on laisse trop de degrés de liberté au rachis par rapport aux nombres d'équations de contraintes, ADAMS ne trouve pas de configuration d'équilibre au système. Ces conditions étaient donc numériquement satisfaisantes mais elles n'étaient pas totalement réalistes. Ces simplifications sont en grande partie responsables des différences d'adéquation entre les simulations et données post-opératoires, et peuvent avoir un effet sur les forces de réactions calculées.

La tige rigide a aussi pu être une limitation dans les manœuvres d'attachement de tige. Les déplacements imposés sont alors à l'origine d'efforts plus élevés que si une tige de type flexible était utilisée (Petit, 2002).

4.2. Sources générales d'erreurs

Les modèles de rachis utilisés pour cette étude sont issus de reconstruction 3D à l'aide de techniques développées au LIS3D-LMBCAO de l'Hôpital Ste-Justine de Montréal (Aubin et coll., 1995; Delorme et coll., 2003).

Les erreurs géométriques associées à ces techniques (Aubin et coll., 1997; Delorme et coll., 2003) sont de deux types. Les erreurs de précision qui concernent la reproductibilité de mesure de certains indices cliniques permettant d'évaluer la sévérité de la scoliose (angle de Cobb, angle de Ferguson, rotation axiale des vertèbres) sur plusieurs reconstructions issues de mêmes clichés radiographiques et les erreurs de justesse qui concernent la position des points de référence sur les vertèbres reconstruites. Les erreurs associées à la reconstruction 3D sont de l'ordre de 1.2 ± 0.8 mm pour les points de la région du corps vertébral et de 1.6 ± 1.1 mm pour les pédicules dans des conditions idéales. On a reporté une erreur de 0.4 degré et de 1.7 degré respectivement pour le calcul de l'angle de Cobb d'une courbure thoracique et lombaire en projection frontale. Par ailleurs, Stokes et coll. (1993) ont montré la meilleure reproductibilité de la mesure de l'angle de Ferguson par rapport à celle de l'angle de Cobb sur des radiographies conventionnelles avec des erreurs allant cependant jusqu'à 5 degrés. L'orientation du plan de courbure maximale peut être erronée de 14.6 degrés en moyenne et la mesure de la rotation axiale de la vertèbre apicale peut atteindre 8 degrés en moyenne (Delorme et coll., 2003). L'étude de Delorme (2003) valide au passage le choix de ce projet quant à la non utilisation de certains indices cliniques comme la rotation axiale des vertèbres comme moyen d'évaluation de la précision de la correction.

Ainsi dans ce projet, seules les erreurs de position des plateaux inférieurs qui sont supérieurs à 1.2 ± 0.8 mm seront considérés comme significatif. Les erreurs supérieures à 10 mm ont été considérées mauvaises. De même, des écarts d'angles de Ferguson inférieurs à 5 degrés seront considérés comme non significatifs.

4.3. Les corrections géométriques

L'étude de la section 2.2 visait à comparer 3 types de liaisons (dont 2 déjà validées séparément par des études antérieures). Les trois types de liaisons étaient : la liaison de type « poutre » proposée par Poulin (1998) inspirée des méthodes éléments finis, la liaison de type « sphérique » proposée par Petit (2002) inspirée de l'étude de Patwardhan et coll. (1982) et enfin la liaison de type « field » proposée dans ce projet. Les mêmes protocoles de simulations adaptés au patient ont été utilisés quels que soit le joint intervertébral utilisé.

Pour les écarts géométriques de positionnement des plateaux vertébraux inférieurs, une partie peut être expliquée par les erreurs de reconstruction géométrique. La moyenne des écarts est quel que soit le joint et la direction inférieure à 6 mm ce qui peut être considéré comme un bon résultat. Le fait que les écarts selon la direction Z aient été moins faibles que selon les 2 autres directions peut s'expliquer de deux façons : la première est la très forte rigidité en compression verticale de la liaison intervertébrale quel que soit le type de joint. La seconde est la présence de la tige et des implants qui impose un écartement entre les vertèbres selon l'axe vertical. Il est aussi important de remarquer que dans toutes les directions, les écarts de positionnement sur le segment instrumenté ne peuvent pas être significatifs à cause de la géométrie imposée par la tige considérée rigide dans ce projet (Stirbu, 2003).

L'utilisation du joint de type « field » dans les modèles de rachis reconstruits a montré des écarts moins élevés dans toutes les directions. Alors que la liaison de type « poutre » n'est qu'une approximation des résultats de Panjabi (1976), la liaison de type « field » utilise une grande partie des propriétés mécaniques de la liaison intervertébrale. Ceci peut expliquer les meilleurs résultats de la simulation

proposée. Il faut aussi rappeler que les données expérimentales de Panjabi sont issues d'expériences test réalisées sur des rachis cadavériques sains. En outre, les rigidités utilisées pour définir les liaisons de type « field » sont identiques quelle que soit l'orientation ou la direction du mouvement d'une vertèbre par rapport à l'autre. Or, en réalité, les éléments postérieurs de la vertèbres viennent bloquer les déplacements et les rotations antéro-postérieurs. De plus, les tissus mous composants la liaison intervertébrale ont des comportements non linéaires, ce dont la modélisation par joint de type « field » ne tient pas compte. L'ensemble de ces raisons peut servir à expliquer en partie les écarts avec la reconstruction de la géométrie post-opératoire. Il est cependant possible avec l'élément de type « field » d'introduire des coefficients non linéaires, et ce à l'aide de sous routines qui sont des fonctions continues mais non dérivables. Par expérience, on peut s'attendre à ce que l'algorithme de Newton-Raphson ait besoin de plus d'itération pour trouver l'équilibre du système à chaque étape de simulation. Le temps de calcul sera donc rallongé et il reste à prouver la nécessité d'apporter de tels changements.

Pour les trois types de joints, les écarts sur les calculs des angles de Ferguson ont été considérés non significatifs en moyenne dans le plan YZ (plan frontal). D'un point de vue purement géométrique (sans tenir compte des forces requises) ceci vient appuyer la thèse de Stirbu (2003) comme quoi l'effet correcteur de la tige dans le plan frontal est quasiment indépendant des propriétés mécaniques des liaisons intervertébrales du rachis. On a pu aussi constater que les courbures doubles se corrigeaient moins bien dans le plan frontal.

La personnalisation des propriétés mécaniques du rachis (section 2.3) améliore la simulation mais pas de façon significative. Les écarts avec la

reconstruction de la géométrie post-opératoire sont toujours considérés comme bons (inférieur à 5 mm). On a remarqué cependant une légère diminution dans le plan frontal (YZ) des écarts moyens. Ceci s'explique sûrement par le fait que les seuls coefficients mécaniques ajustés sur les liaisons intervertébrales sont les coefficients qui régissaient le mouvement du rachis dans le plan frontal. Les écarts sur les angles de Ferguson mesurés dans le plan frontal restent en moyenne non significatifs avec la personnalisation (< 5 degrés).

A la lumière de ces résultats, on suppose qu'un protocole de personnalisation englobant les paramètres mécaniques régissant les mouvements du rachis dans d'autres directions pourraient diminuer les écarts restant entre la simulation et la reconstruction de la géométrie post-opératoire.

De façon générale, l'introduction de la liaison implant/vertèbre (section 2.4) a amélioré les écarts géométriques avec la reconstruction de la géométrie post-opératoire dans le plan YZ (plan frontal). Plusieurs explications sont avancées. D'un point de vue cinématique, on a augmenté le nombre de degrés de liberté du système rachis/instrumentation. La position de deux vertèbres consécutives ne se fait plus seulement que par l'intermédiaire du joint intervertébral, mais aussi par l'orientation et la position de l'implant par rapport à la vertèbre. Le fait que les corrections dans le plan frontal soit meilleures que celles dans le plan sagittal, s'explique en partie par le fait que la rigidité en extraction de la vis a été considérée très importante (bien que non caractérisée), alors que les rigidités en cisaillement dans le plan frontal (deux directions) sont plus faibles. Poulin (1998) et Petit (2002) n'avaient laissé que les rotations des crochets libres en rotation autour de leur point

d'ancrage selon une rigidité arbitraire. La contribution de cette liaison aux corrections géométriques n'avait pas été évaluée.

L'écart sur le calcul de l'angle de Ferguson n'a pas changé de façon significative, mais a tout de même augmenté de 1.6 degré. Contrairement à ce que l'on aurait pu croire, l'introduction d'une liaison flexible entre l'implant et la vertèbre ne modifie pas de façon significative l'orientation du plan de déformation maximale. L'écart sur les calculs des angles de Ferguson n'est donc pas due à cela.

4.4. Efforts induits par la chirurgie

Les forces induites par la simulation de chirurgie dans les modèles restent encore très élevées. Verniest (2003) avait conclu à la présence de forces intervertébrales de l'ordre de 160N bien que son modèle n'ait pas convergé pour l'ensemble de la simulation (on ne connaît donc pas tous les efforts en jeu). Quel que soit le type de joint, ce projet a montré des efforts de réactions tous supérieurs à 500N (les étapes où se situent ces efforts étaient fonction principalement du patient). Il est possible de classer les types de forces en plusieurs catégories regroupées dans le tableau 4.1.

Tableau 4.1: Types d'effort et zones à risque

Type d'effort	Efforts mettant à l'épreuve	Matériaux à risque
Forces intervertébrales	le disque intervertébral	Tissu mou
Moments intervertébraux	le disque intervertébral	Tissu mou
Forces rapprochement tige	la force du chirurgien et la tige	Métal
Forces de serrage des écrous	la force du chirurgien et la tige	Métal
Forces implant-vertèbre	les os et l'implant	Os + Métal
Moments implant-vertèbre	les os et l'implant	Os + Métal
Moments de rotation de tige	la force du chirurgien et la tige	Métal

Les études qui ont évalué *in-vivo* les efforts induits par la chirurgie de la scoliose sont peu nombreuses. Duke et coll. (1999) ont montré que les moments de rotation de tige pendant une véritable chirurgie ne dépassent pas 15 N.m. De plus, Teo et coll. (2001) ont montré que selon certaines directions, les forces de rupture des os composant la vertèbre pouvaient atteindre 800 N. Yingling et coll. (1995) ont montré que le disque intervertébral supporte des charges postérieures qui vont jusqu'à 1540 N. La plupart des efforts relevés dans cette étude sont donc en dessous des limites de rupture des os et du disque intervertébral dans certaines directions sauf pour le joint de type « sphérique ». On comprendra cependant que le chirurgien éprouve de la difficulté à appliquer des forces allant jusqu'à 470 N en moyenne pour attacher la tige à un implant et ce en une seule étape!

Dans l'étude présente, il s'est avéré que le joint « sphérique » décrivait le moins bien les forces induites par la chirurgie. Le fait qu'il existe un centre de rotation fixe et rien d'autre (pas de déplacement transversal ou vertical autorisé) sert à lui seul à expliquer l'amplitude des contraintes observées et ce même si la position du centre de rotation a été calculée à l'aide d'observations sur un très grand nombre de cas. Les translations sont certes faibles, mais non nulles. De plus, l'étude des indices $\delta 1$ et $\delta 2$ a montré que l'amplitude des forces relevées n'était pas due seulement à une singularité mécanique ou numérique isolée mais réellement un état de sur contrainte dans le modèle.

Les joints de types « poutre » et « field » autorisent les déplacements transversaux et verticaux d'une vertèbre par rapport à une autre. Ceci explique en partie que les contraintes dans les modèles dotés de ces types de joints soient moins élevées. L'étude des paramètres $\delta 1$ et $\delta 2$ a aussi montré que ces niveaux de contraintes n'étaient pas non plus des singularités mécaniques ou numériques. Un

état constant d'hyperstatisme (trop d'équations cinématiques par rapport au nombre d'inconnues cinématiques) lors du protocole chirurgical parfois manquant de détails est sans doute à l'origine de ces contraintes encore jugées élevées.

On a pu remarquer lors des calculs préliminaires sur chacun des patients, que les patients avec des doubles courbures présentaient les efforts les plus élevés. Ceci s'explique par le fait que la présence de longs segments de tige impose une correction globale du rachis alors que de courts segments, des corrections locales. Le rachis est alors plus contraint dans le premier cas et des efforts plus importants sont alors générés.

De façon générale, la présence d'efforts de réaction élevés n'est pas forcément signe de mauvaises corrections géométriques. Alors que pour l'emploi du joint de type «sphérique », on a recensé des forces allant en moyenne autour de 1000 N, les écarts avec la reconstruction de la géométrie post-opératoire n'excédaient pas 6 mm. Ceci était aussi vrai pour les deux autres type de joints. Il n'est donc pas possible de conclure à la pertinence d'une liaison intervertébrale en évaluant la justesse des corrections, mais en analysant aussi les efforts de réaction en présence pour conclure au réalisme du modèle, pour peu que ces données soient documentées.

De façon générale, la procédure de personnalisation tend à faire augmenter les efforts de réactions induits par la chirurgie. L'explication est la rigidification des paramètres proposés à la personnalisation. En effet, 3 segments sur 4 étaient en moyenne plus rigides que ceux des rachis constitué uniquement de joints de type « field » générique. L'étude des indices $\delta 1$ et $\delta 2$ a montré que non seulement les

efforts maximums avaient augmenté mais que la moyenne globale des efforts avait aussi augmenté.

Selon Gayet et coll., la force d'extraction moyenne d'un crochet pédiculaire est de 1108 ± 510 N. Pour des vis pédiculaires de 4 mm de diamètre, l'étude a montré des forces d'extraction de l'ordre de 820 ± 418 N et de l'ordre de 1396 ± 435 N pour les vis de 5 mm. L'étude de la moyenne de la norme des forces maximales sur la liaison implant vertèbre sur les 7 patients a montré des efforts tous inférieurs à 800 N. Ceci étant une norme, cela laisse supposer que les efforts en extraction sont encore moins importants. Cependant ces efforts sont restés élevés surtout si l'on considère qu'ils ont été constants tout au long des simulations ($\delta 1 \sim 0.95$).

De façon générale on a pu constater une diminution significative de tous les types d'effort induits par les simulations de chirurgie. Ceci peut s'expliquer de plusieurs façons. En premier lieu, d'un point de vue cinématique, le degré d'hyperstatisme est augmenté grâce à l'ajout de nouvelles liaisons flexibles. Dans certains cas cela peut être bénéfique notamment pour les systèmes (comme celui ci) trop peu contraints. D'un point de vue mécanique, l'ajout de ces liaisons permet de « dissiper » en partie l'énergie de redressement du rachis. Les modèles où les liaisons implants/vertèbres n'étaient pas représentés ou bien représentés de façon très rigide dissipaient l'énergie de redressement de la tige principalement dans les liaisons intervertébrales.

4.5. Personnalisation

Le travail proposé dans la deuxième partie de ce projet (i.e. la personnalisation des propriétés mécanique du rachis, section 2.3) avait pour but d'améliorer le processus de personnalisation développé par Petit (2002). Ce processus de personnalisation consistait à ajuster les propriétés mécaniques du rachis. Cet ajustement était réalisé à l'aide de tests de flexion cliniques. Petit essayait alors d'ajuster les propriétés mécaniques des liaisons intervertébrales afin de reproduire avec le plus de précision possible ces tests en simulation. La précision était mesurée à l'aide d'une fonction objectif, représentant des écarts sur certains indices géométriques calculés à la fois à l'issue des simulations et sur les radiographies « post tests d'inflexion ». Le but était alors de minimiser cette fonction vis à vis des propriétés mécaniques du rachis.

Petit (2002) avait fait état de la faible reproductibilité des tests d'inflexion latérale. Dans ce projet un seul test a été utilisé pour chaque patient. Cela nuit très certainement à la formulation de la fonction objectif. Il est possible ensuite de se poser la question de la pertinence de la fonction objectif. Il n'est pas évident que telle que formulée, elle représente suffisamment les différences mécaniques entre simulation et réalité. Il sera sans doute pertinent d'utiliser d'autres indices cliniques comme la rotation axiale des vertèbres, la position des centres vertébraux ou encore la rotation du plan de déformation maximale.

Petit (2002) n'a pas essayé d'écrire explicitement l'objectif en fonction des propriétés mécaniques du patient. Afin de résoudre son problème d'optimisation, le module d'optimisation d'ADAMS, basé sur l'algorithme de « gradient conjugué » de Fletcher-Reeves, a été utilisé. Sans rentrer dans les détails, cet algorithme fonctionne assez bien pour les fonctions deux fois différentiables et à condition que

l'on ait une idée assez précise de l'endroit où se trouve la solution potentielle du problème d'optimisation. Comme toutes les méthodes de descente, on spécifie un point de départ et l'algorithme cherche la solution du problème en calculant à chaque itération la direction où se situe le gradient le plus petit de la fonction objectif. La variante de Fletcher-Reeves permet une convergence un peu plus rapide que pour les autres méthodes de descente. Cependant, malgré un algorithme plus performant, trouver la solution d'un problème d'optimisation avec le module d'ADAMS peut prendre plusieurs dizaines de minutes, à condition que l'on soit proche du résultat final initialement et que le nombre de variables d'optimisation ne soit pas trop élevé. Le protocole de personnalisation de ce projet a présenté cependant une étape supplémentaire, celle de la construction de la fonction objectif par krigeage. Mais cette étape là peut devenir très intéressante si une étude prochaine veut remplacer la méthode de résolution du problème d'optimisation de ce projet. En effet, la détermination de la fonction objectif et la résolution du processus d'optimisation ne sont pas imbriquées l'une dans l'autre, ce qui n'était pas le cas dans la méthode utilisée par Petit (2002). La méthode des algorithmes génétiques en problème d'optimisation est une méthode fiable qui reproduit un processus naturel. Les chances de tomber sur le minimum global de la fonction objectif sont naturellement plus élevées qu'avec un algorithme de descente standard, et ce par construction même de l'algorithme. En effet, il définit une population initiale à dimension spécifiée par l'utilisateur alors que les méthodes de descente ont une « population » initiale composée d'un unique individu.

L'utilisation de ces deux techniques permet donc de personnaliser le rachis non plus sur 3 segments seulement mais sur 8 ou 10 avec des moyens informatiques équivalents. L'étude s'est pourtant limitée à 4 segments pour

plusieurs raisons. En premier lieu, plusieurs études (Perdriolle, 1979; Moe et coll., 1978) ont relevé le comportement mécanique segmentaire du rachis. Le premier avait recensé 3 ou 4 segments pour les courbures thoraciques. Pour les courbures doubles thoraco-lombaires, le nombre de segments était plus élevé (entre 4 et 7). La qualité de la personnalisation sur les patients présentant des courbures doubles a donc pu être biaisée dans notre étude. Ensuite, bien que les moyens informatiques aient considérablement évolué, pour assurer une qualité de krigeage acceptable, l'étude devait se limiter à 4 segments maximums.

De façon générale, le segment lombaire personnalisé a été moins rigide que celui du rachis générique. Cela peut en partie s'expliquer par le fait que le rachis lombaire est connu pour être plus flexible que le rachis thoracique (Panjabi, 1977). En outre les patients utilisés par Panjabi étaient des adultes dont la moyenne d'âge était de 40 ans alors que les 7 patients de la présente étude étaient tous adolescents.

Perdriolle (1979) a montré que la mobilité d'une courbure scoliotique se répartit de manière différente pour chaque segment. Si l'angle mesurant l'amplitude entre la flexion latérale droite et la flexion latérale gauche est d'en moyenne 30 degrés, la mobilité de la courbure scoliotique se répartit selon la figure 4.1.

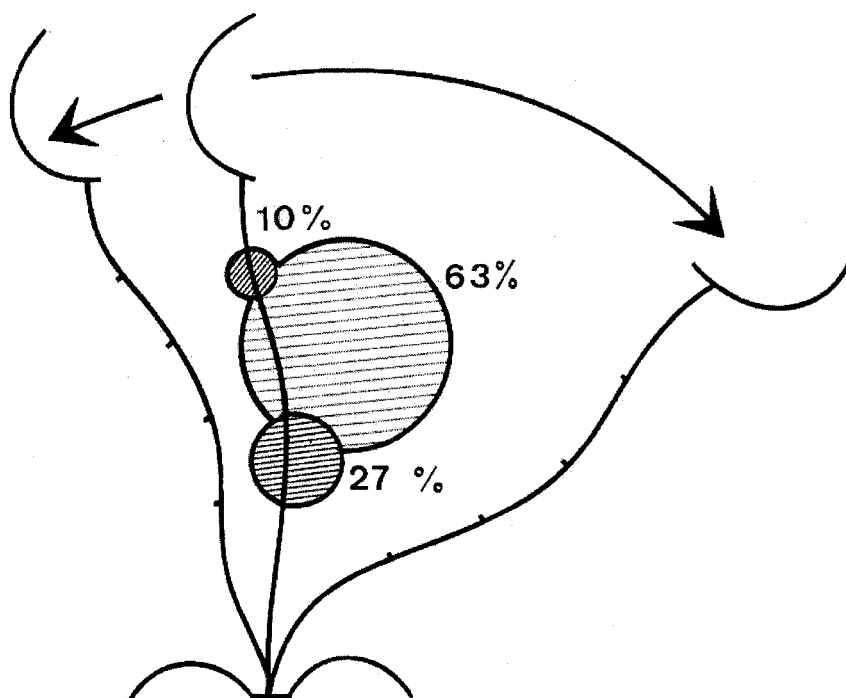


Figure 4.1: Répartition en pourcentage des 30° de l'amplitude totale de correction dans les trois segments de la courbure
(tiré de Perdriolle, 1979)

Les résultats obtenus dans cette étude sont à premier abord en contradiction avec les évaluations de la rigidité de Perdriolle. Le segment comprenant l'apex est, dans les simulations, le moins flexible. En outre, les segments considérés par Perdriolle peuvent être constitués de plus ou moins de vertèbres que le nombre considéré dans notre étude (4 vertèbres par segments). Notons cependant que le test de flexion latérale est régi par des informations issues de radiographies frontales et donc d'informations bidimensionnelles. Les mouvements hors plans n'ont pas été considérés aussi bien dans cette maîtrise que dans les travaux de Perdriolle. Ceci est très certainement une des limitations de notre méthodologie, déjà mise en évidence par Petit (2002). Alors que les patients sont couchés pour la

chirurgie et que l'absence de pré charge dans les expériences de Panjabi (1976) n'affecte pas la simulation, lors du test de flexion latérale, l'effet de la gravité crée un « durcissement » des propriétés mécaniques du rachis. Cet effet, négligé, a pourtant pu contribuer aux écarts de résultats aussi bien pour les corrections géométriques que pour les efforts de correction.

Les patients utilisés dans cette étude sont les mêmes que ceux utilisées par Petit (2002), ce qui nous permet de comparer les différents coefficients de rigidité. Petit (2002) a décomposé le rachis en trois segments (lombaire, thoraco-lombaire et thoracique). La moyenne de la rigidité dans le segment lombaire est de 0.64, de 1.71 dans le segment thoraco-lombaire et de 4.16 dans le segment thoracique. La plus grande flexibilité dans les segments lombaires est donc confirmée et une rigidité plus élevée dans les segments thoraciques est aussi présente. La segmentation étant ici aussi faible, nous ne pouvons nous attendre à retrouver les résultats de Perdriolle. Cependant, les deux méthodes numériques donnent des résultats qui vont dans le même sens.

CONCLUSIONS ET RECOMMANDATIONS

L'objectif global de ce projet était de contribuer à l'amélioration d'un modèle visant à simuler l'acte de chirurgie par instrumentation Colorado 2 pour le traitement de la scoliose idiopathique.

La première contribution du projet au développement d'un outil numérique fiable a été le raffinement de la liaison intervertébrale. La représentation de cette liaison, objet de nombreuses études de caractérisation expérimentale, est devenue satisfaisante grâce à l'introduction d'un joint flexible de type « field ». L'utilisation de ce joint en simulation de chirurgie postérieure du rachis a montré la possibilité de prédire les corrections des courbures scoliotiques de façon adéquate. On notera cependant les limites de la mécanique linéaire vis à vis des lois de comportement non linéaire de certaines composantes biologiques du rachis humain comme le disque intervertébral. Les efforts de réaction sont réalistes quoique importants mais il n'est pas possible de dire si c'est compatible avec ceux présents lors de la véritable chirurgie. La présence de ces efforts semble indépendante de la formulation du joint intervertébral.

La seconde contribution a été la mise en place d'outils performants pour la personnalisation des rachis scoliotiques numériques. L'utilisation du krigeage combinée à celle des algorithmes génétiques est une première en élaboration d'un processus d'optimisation visant à personnaliser les propriétés mécaniques du rachis.

Afin de mener une évaluation plus complète de la méthode on veillera à augmenter le nombre de segments, voire à proposer un paramètre pour chaque terme de la matrice de la liaison intervertébrale et ce pour chaque liaison intervertébrale. Le test d'inflexion latérale est un standard qui permet de récolter des informations restreintes au plan frontal uniquement. Dans des projets futurs, la récolte de données suivant d'autres plans sera nécessaire. On pensera à inclure au test d'inflexion latérale clinique une composante dans le plan sagittal comme une inflexion vers l'avant et vers l'arrière par exemple. Des essais de traction et de compression du rachis peuvent aussi être menés en clinique pour rendre compte de la rigidité selon la direction verticale du rachis.

Le raffinement de la liaison implant/vertèbre a contribué à augmenter la précision des corrections géométriques après la simulation de la chirurgie. Cinématiquement, cette liaison procure des degrés de liberté supplémentaires au système et mécaniquement, il dissipe une partie de l'énergie de redressement du rachis. Voilà pourquoi il sera nécessaire de tenir compte de cette liaison dans tous les modèles de simulation de chirurgie multi-corps à venir.

Les différentes étapes de ce projet ont montré l'intérêt de définir correctement les liaisons intervertébrales en mécanique numérique du rachis. On a aussi montré que le réalisme d'une simulation de chirurgie ne résidait pas que dans les propriétés mécaniques du rachis. Augmenter la complexité du modèle et le nombre d'étapes de simulation permet aussi d'augmenter le réalisme de l'acte chirurgical assisté par ordinateur. Les 2 recommandations qui suivent sont des suggestions qu'il serait judicieux de mettre en œuvre.

1. Introduire certaines manœuvres chirurgicales qui ne sont pas encore considérées explicitement comme le repositionnement de la tige, le cintrage de la tige (*in situ*), les manœuvres de rotation des vertèbres par l'intermédiaire des vis, les manœuvres de compression-distraktion, le relâchement antérieur, etc...
2. Introduire la cage thoracique, le bassin et certains muscles permettant de représenter de façon encore plus précise le comportement mécanique du tronc.

Une grande partie du travail présenté dans ce projet a d'ores et déjà été adapté à la simulation de la chirurgie par instrumentation Cotrel Dubousset Horizon dans le cadre d'un projet CRSNG. Ceci a permis de contribuer à l'amélioration d'un simulateur de chirurgie actuellement en développement. Lorsque complété, cet outil permettra au chirurgien d'étudier plusieurs stratégies opératoires *in-vitro* avant la véritable chirurgie. La qualité de vie des patients n'en sera que meilleure.

RÉFÉRENCES

- AKCALI, O., ALICI, E., KOSAY, C. 2003. "Apical instrumentation alters the rotational correction in adolescent idiopathic scoliosis". *Eur Spine J.* 12:2. 124-9.
- ARAND, M., WILKE, H.J., SCHULTHEISS, M., HARTWIG, E., KINZL, L., CLAES, L. 2000. "Comparative stability of the 'internal fixator' and the 'universal spine system' and the effect of crosslinking transfixating systems. A biomechanical in vitro study". *Biomedizinische Technik/Biomedical Engineering.* 45:11. 311-316.
- ASHER, M.A., BURTON, D.C. 1999. "A concept of idiopathic scoliosis deformities as imperfect torsion(s)". *Clin Orthop.* 364. 11-25.
- AUBIN, C.E., DANSEREAU, J., PARENT, F., LABELLE, H., DE GUISE, J.A. 1997. "Morphometric evaluations of personalised 3D reconstructions and geometric models of the human spine". *Med Biol Eng Comput.* 35:6. 611-8.
- 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.
- BASTIAN, L., LANGE, U., KNOP, C., TUSCH, G., BLAUTH, M. 2001. "Evaluation of the mobility of adjacent segments after posterior thoracolumbar fixation: a biomechanical study". *Eur Spine J.* 10:4. 295-300.
- CALLAHAN, R.A., BROWN, M.D. 1981. "Positioning techniques in spinal surgery". *Clin Orthop.* 154. 22-6.

COE, J.D., WARDEN, K.E., HERZIG, M.A., MCAFEE, P.C. 1990. "Influence of bone mineral density on the fixation of thoracolumbar implants. A comparative study of transpedicular screws, laminar hooks, and spinous process wires". *Spine*. 15:9. 902-7.

COTREL, Y., DUBOUSSET, J., GUILLAUMAT, M. 1988. "New universal instrumentation in spinal surgery". *Clin Orthop*. 227:10-23.

DANSEREAU, J., BEAUCHAMP, A., DE GUISE, J., LABELLE, H. 1990. "Three-dimensional reconstruction of the spine and the rib cage from stereoradiographic and imaging techniques". *16th Conference of the Canadian Society of Mechanical Engineering*. 2, P. 61-64.

DE GIORGI, G., STELLA, G., BECCHETTI, S., MARTUCCI, G., MISCIOSCIA, D. 1999. "Cotrel-Dubousset instrumentation for the treatment of severe scoliosis". *Eur Spine J*. 8:1. 8-15.

DELORME, S., LABELLE, H., AUBIN, C.E., DE GUISE, J.A., RIVARD, C.H., POITRAS, B. et al. 2000. "A three-dimensional radiographic comparison of Cotrel-Dubousset and Colorado instrumentations for the correction of idiopathic scoliosis". *Spine*. 25:2. 205-10.

DELORME, S., PETIT, Y., DE GUISE, J.A., LABELLE, H., AUBIN, C.E., DANSEREAU, J. 2003. "Assessment of the 3-d reconstruction and high-resolution geometrical modeling of the human skeletal trunk from 2-D radiographic images". *IEEE Trans Biomed Eng*. 50:8. 989-98.

DUHAIME, M., LABELLE, P., LEBEL, M., SIMONEAU, R., POITRAS, B., RIVARD, C.H. et al. 1982. "[Treatment of idiopathic scoliosis by the Harrington technique. Experience from the Ste-Justine Hospital, Montreal]". *Chir Pediatr.* 23:1. 17-22.

DUKE, K., HILL, D.L., MOREAU, M.J., MAHOOD, J.K., RASO, V.J., BUDNEY, D.R. "Load Measurement during scoliosis surgery". *Research into spinal deformities* 2. 109 112.

DUNN, H.K., DANIELS, A.U., MCBRIDE, G.G. 1982. "Intraoperative force measurements during correction of scoliosis". *Spine.* 7:5. 448-55.

EKSTROM, L., HOLM, S., HOLM, A.K., HANSSON, T. 2004. "In vivo porcine intradiscal pressure as a function of external loading". *J Spinal Disord Tech.* 17:4. 312-6.

FARCY, J.P., WEIDENBAUM, M., MICHELSEN, C.B., HOELTZEL, D.A., ATHANASIOU, K.A. 1987. "A comparative biomechanical study of spinal fixation using Cotrel-Dubousset instrumentation". *Spine.* 12: 9. 877-81.

FOGEL, D.B. 1994. "Introduction to simulated evolutionary optimization". *IEEE Transactions on Neural Networks.* 5:1. 3-14.

GARDNER-MORSE, M., STOKES, I.A. 1994. "Three-dimensional simulations of the scoliosis derotation maneuver with Cotrel-Dubousset instrumentation". *J Biomech.* 27:2. 177-81.

GARDNER-MORSE, M.G., LAIBLE, J.P., STOKES, I.A. 1990. "Incorporation of spinal flexibility measurements into finite element analysis". *J Biomech Eng.* 112:4. 481-3.

GARDNER-MORSE, M., STOKES, I.A.F. 1994. "Three-dimensional simulations of the scoliosis derotation maneuver with Cotrel-Dubousset instrumentation". *Journal of Biomechanics*. 27:2. 177-181.

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.

HALM, H., NIEMEYER, T., LINK, T., LILJENQVIST, U. 2000. "Segmental pedicle screw instrumentation in idiopathic thoracolumbar and lumbar scoliosis". *Eur Spine J*. 9:3. 191-7.

HELLER, J.G., SHUSTER, J.K., HUTTON, W.C. 1999. "Pedicle and transverse process screws of the upper thoracic spine. Biomechanical comparison of loads to failure". *Spine*. 24:7. 654-8.

HIRANO, T., HASEGAWA, K., TAKAHASHI, H.E., UCHIYAMA, S., HARA, T., WASHIO, T. et al. 1997. "Structural characteristics of the pedicle and its role in screw stability". *Spine*. 22:21. 2504-9; discussion 2510.

HITE, A. 1970. "Kinematics of the normal spine as related to scoliosis". *J. Biomechanics*. 4:405-411.

HORN, J., NAFPLIOTIS, N., GOLDBERG, D.E. 1994. "Niche Pareto genetic algorithm for multiobjective optimization". *Proceedings of the 1st IEEE Conference on Evolutionary Computation. Part 1 (of 2), Jun 27-Jun 29 1994*. Orlando, FL, USA : IEEE, Piscataway, NJ, USA. /1, P. 82-87.

- IATRIDIS, J.C., SETTON, L.A., FOSTER, R.J., RAWLINS, B.A., WEIDENBAUM, M., MOW, V.C. 1998. "Degeneration affects the anisotropic and nonlinear behaviors of human annulus fibrosus in compression". *Journal of Biomechanics*. 31:6. 535-544.
- JARVIS, J.G., ASHMAN, R.B., JOHNSTON, C.E., HERRING, J.A. 1988. "The posterior tether in scoliosis". *Clin Orthop*. 227:126-34.
- KLEPPS, S.J., LENKE, L.G., BRIDWELL, K.H., BASSETT, G.S., WHORTON, J. 2001. "Prospective comparison of flexibility radiographs in adolescent idiopathic scoliosis". *Spine*. 26:5. E74-9.
- KRAG, M.H. 1991. "Biomechanics of thoracolumbar spinal fixation. A review". *Spine*. 16:3 Suppl. S84-99.
- KREINOVICH, V., QUINTANA, C., FUENTES, O. 1993. "Genetic algorithms. What fitness scaling is optimal?". *Cybernetics and Systems*. 24:1. 9-26.
- LE BORGNE, P. 1998. *Modélisation par éléments finis de la correction chirurgicale de la scoliose par instrumentation Cotrel-Dubousset*. École Nationale Supérieure d'Arts & Métiers.
- LE BORGNE, P., LECIRE, C., DUBOUSSET, J., SKALLI, W. 1999. "Simulation of Cotrel-Dubousset surgery using a mechanical and geometrical personalized finite element model". *24th Conference of the Society for Biomechanics*. 107 suppl., P. 111.
- LILJENQVIST, U., LEPSIEN, U., HACKENBERG, L., NIEMEYER, T., HALM, H. 2002. "Comparative analysis of pedicle screw and hook instrumentation in posterior correction and fusion of idiopathic thoracic scoliosis". *Eur Spine J*. 11:4. 336-43.

MANOHARAN, S., SHANMUGANATHAN, S. 1999. "Comparison of search mechanisms for structural optimization". *Computers and Structures*. 73:1-5. 363-372.

MARGULIES, J.Y., FLOMAN, Y., ROBIN, G.C., NEUWIRTH, M.G., KUFLIK, P., WEIDENBAUM, M. et al. 1998. "An algorithm for selection of instrumentation levels in scoliosis". *Eur Spine J*. 7:2. 88-94.

MARTINEZ, J.B., OLOYEDE, V.O.A., BROOM, N.D. 1997. "Biomechanics of load-bearing of the intervertebral disc: An experimental and finite element model". *Medical Engineering & Physics*. 19:2. 145-156.

MUSA, A.A. 1999. "Methods of assessing spinal radiographs in scoliosis are functions of its geometry". *Computerized Medical Imaging and Graphics*. 23:4. 201-203.

MUSCHIK, M., SCHLENZKA, D., ROBINSON, P.N., KUPFERSCHMIDT, C. 1999. "Dorsal instrumentation for idiopathic adolescent thoracic scoliosis: rod rotation versus translation". *Eur Spine J*. 8: 2. 93-9.

MYERS, B.S., BELMONT, P.J. Jr, RICHARDSON, W.J., YU, J.R., HARPER, K.D., NIGHTINGALE, R.W. 1996. "The role of imaging and in situ biomechanical testing in assessing pedicle screw pull-out strength". *Spine*. 21:17. 1962-8.

NACHEMSON, A.L., PETERSON, L.E. 1995. "Effectiveness of treatment with a brace in girls who have adolescent idiopathic scoliosis. A prospective, controlled study based on data from the Brace Study of the Scoliosis Research Society". *J Bone Joint Surg Am*. 77:6. 815-22.

NARAYANAN, S., AZARM, S. 1999. "On improving multiobjective genetic algorithms for design optimization". *Structural Optimization*. 18:2-3. 146-155.

NDIRITU, J.G., DANIELL, T.M. 1999. "Improved genetic algorithm for continuous and mixed discrete-continuous optimization". *Engineering Optimization*. 31:5. 589-614.

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. 1977. "Experimental determination of spinal motion segment behavior". *Orthop Clin North Am*. 8:1. 169-80.

PANJABI, M.M., BRAND, R.A.Jr., WHITE, A.A.d. 1976. "Mechanical properties of the human thoracic spine as shown by three- dimensional load-displacement curves". *J Bone Joint Surg [Am]*. 58:5. 642-52.

PANJABI, M.M., KRAG, M.H., WHITE, A.A. 3rd, SOUTHWICK, W.O. 1977. "Effects of preload on load displacement curves of the lumbar spine". *Orthop Clin North Am*. 8:1. 181-92.

PETIT, Y. 2002. *Analyse biomécanique de la flexibilité du rachis scoliotique pour la planification de l'instrumentation chirurgicale*. Ecole Polytechnique, Montréal, Qc, CA.

PETIT, Y., AUBIN, C.E., LABELLE, H. 2002. "Three-dimensional imaging for the surgical treatment of idiopathic scoliosis in adolescents". *Can J Surg*. 45:6. 453-8.

PINTAR, F.A., MAIMAN, D.J., YOGANANDAN, N., DROESE, K.W., HOLLOWELL, J.P., WOODARD, E. 1995. "Rotational stability of a spinal pedicle screw/rod system". *J Spinal Disord*. 8:1. 49-55.

POLGA, D.J., BEAUBIEN, B.P., KALLEMEIER, P.M., SCHELLHAS, K.P., LEW, W.D., BUTTERMANN, G.R. et al. 2004. "Measurement of in vivo intradiscal pressure in healthy thoracic intervertebral discs". *Spine*. 29 :12. 1320-4.

POPE, M.H., STOKES, I.A., MORELAND, M. 1984. "The biomechanics of scoliosis". *Crit Rev Biomed Eng*. 11:3. 157-88.

SCHRAMM, M., FOURLAS, A., PITTO, R.P., BAR, K. 1999. "[3-dimensional registration of micro-movements of vertebral implants by a specially adapted measuring system using magnetic transducers]". *Biomed Tech (Berl)*. 44:4. 104-8.

SONI, A.H., HERNDON, W.A., GUDAVALLI, M.R., SULLIVAN, J.A. 1986. "INSTRUMENTATION TO EVALUATE SURGICAL CORRECTIONS OF SCOLIOSIS.". *Proceedings of the Eighth Annual Conference of the IEEE/Engineering in Medicine and Biology Society*. Fort Worth, TX, USA : IEEE, New York, NY, USA. P. 1786-1783.

STIRBU, R. 2004. *Modélisation multi-corps flexibles de chirurgies d'instrumentation du rachis scoliotique*. Ecole Polytechnique de Montréal.

STOKES, I., GREENAPPLE, D.M. 1985. "Measurement of surface deformation of soft tissue". *J Biomech*. 18:1. 1-7.

STOKES, I.A., ARONSON, D.D., RONCHETTI, P.J., LABELLE, H., DANSEREAU, J. 1993. "Reexamination of the Cobb and Ferguson angles: bigger is not always better". *J Spinal Disord*. 6:4. 333-8.

STOKES, I.A., GARDNER-MORSE, M. 1993. "Three-dimensional simulation of Harrington distraction instrumentation for surgical correction of scoliosis". *Spine*. 18:16. 2457-64.

- STOKES, I.A.F. 1994. "Spinal Biomechanics". *The Pediatric Principles and Practice*. Anonyme. New York : S.L. Weinsein . P. 87-120.
- SUK, S.I., LEE, C.K., KIM, W.J., CHUNG, Y.J., PARK, Y.B. 1995. "Segmental pedicle screw fixation in the treatment of thoracic idiopathic scoliosis". *Spine*. 20:12. 1399-405.
- TEO, E.C., PAUL, J.P., EVANS, J.H., NG, H.W. 2001. "Biomechanical study of C2 (Axis) fracture: effect of restraint". *Ann Acad Med Singapore*. 30:6. 582-7.
- TONDURY G . 1972. "Anatomie fonctionnelle des petites articulations du rachis". *Ann méd. phys*. 75:173-191.
- TROCHU, F. 1993. "Contouring program based on dual kriging interpolation". *Engineering with Computers (New York)*. 9:3. 160-177.
- VANDERBY, R.Jr., DANIELE, M., PATWARDHAN, A., BUNCH, W. 1986. "A method for the identification of in-vivo segmental stiffness properties of the spine". *J Biomech Eng* . 108:4. 312-6.
- VERNIEST, F., PETIT, Y., CHOPIN, D., GODILLON-MAQUINGHEN, A.P., CHERIET, F., DRAZETIC, P. et al. "Biomechanical simulation of Colorado instrumentation of the scoliotic spine: a preliminary study".
- WHITE, A., PANJABI, M. 1978. *Clinical Biomechanics of the spine*.
- WHITE, A.A. 3rd, HIRSCH, C. 1971. "The significance of the vertebral posterior elements in the mechanics of the thoracic spine". *Clin Orthop*. 81:2-14.

WHITE, A.A.3., PANJABI, M.M. 1976. "The clinical biomechanics of scoliosis". *Clin Orthop.* 118. 100-12.

WHITE, A.A.3., PANJABI, M.M. 1978. "The basic kinematics of the human spine. A review of past and current knowledge". *Spine.* 3:1. 12-20.

WU, S.-S., EDWARDS, W.T., YUAN, H.A. 1998. "Stiffness between different directions of transpedicular screws and vertebra". *Clinical Biomechanics.* 13:1, Supplement 1. S1-S8.

YAMAGATA, M. 1984. "Biomechanical study of posterior spinal instrumentations for scoliosis". *Nippon Seikeigeka Gakkai Zasshi.* 58:5. 523-34.

YINGLING, V.R., MCGILL, S.M. 1999. "Mechanical properties and failure mechanics of the spine under posterior shear load: observations from a porcine model". *J Spinal Disord.* 12:6. 501-8.

ZINDRICK, M.R., WILTSE, L.L., DOORNIK, A., WIDELL, E.H., KNIGHT, G.W., PATWARDHAN, A.G. et al. 1987. "Analysis of the morphometric characteristics of the thoracic and lumbar pedicles". *Spine.* 12:2. 160-6.

ANNEXE A : Quelques étapes de simulation en image

Étape 1 : insertion des implants dans les vertèbres. Tous deux sont considérés comme des solides rigides.

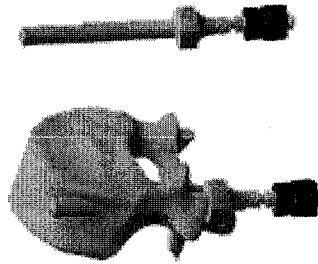


Figure A.1: Insertion des implants dans les vertèbres

Étape 2 : génération de la tige rigide. Son plan de courbure maximal est positionné dans le plan de courbure du rachis pour épouser les formes pathologiques de la colonne vertébrale et donc minimiser les efforts de correction.

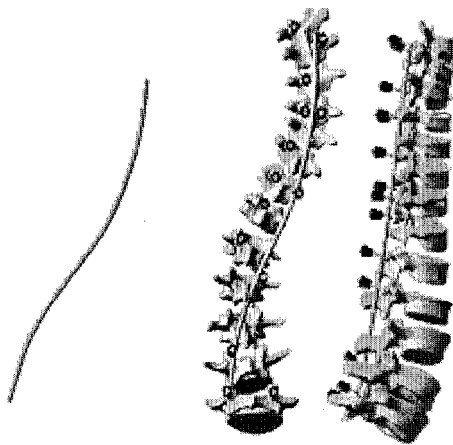


Figure A.2: Génération et placement de la tige

Étape 3 : insertion des clip à chaque étape d'attachement. L'utilisateur choisi d'attacher un seul implant ou plusieurs implants à la fois.

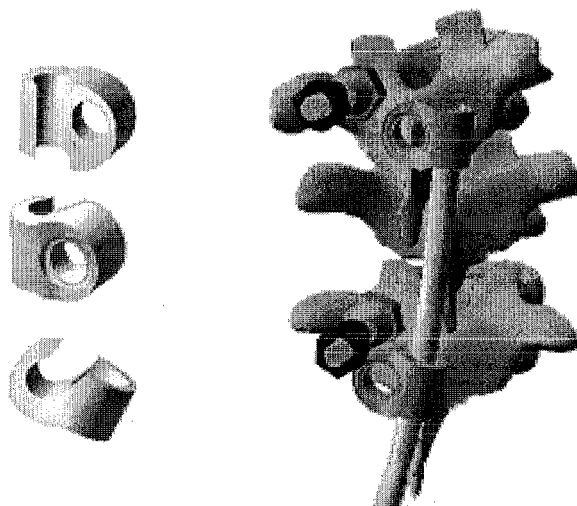


Figure A.3: Insertion des clips

Étape 4 : rotation de la tige. Une rotation de 90 degrés est imposé à la tige jusqu'à ce que le rachis retrouve ses courbures naturelles dans le plan sagittal.

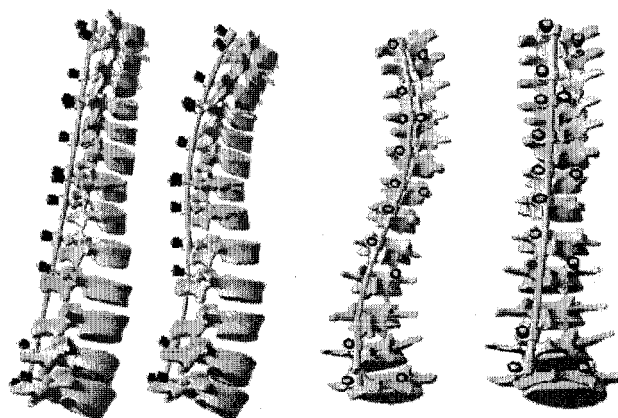


Figure A.4: Rotation de la tige

Étape 5 : serrage des écrous. Un déplacements des écrous vers la partie antérieure de la vertèbre est imposée. Le système instrumentation/rachis se stabilise.

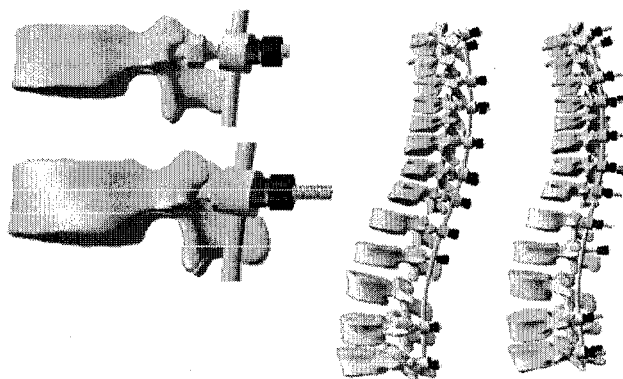


Figure A.5: Serrage des écrous

ANNEXE B : Représentation de la fonction objectif

Dans cette annexe, on a cherché à représenter graphiquement la fonction objectif pour le patient 1. Successivement, sur les 4 coefficients de personnalisation initiaux, deux sont fixés à 0.5 et les deux autres sont libres sur l'espace de design [0.5,3].

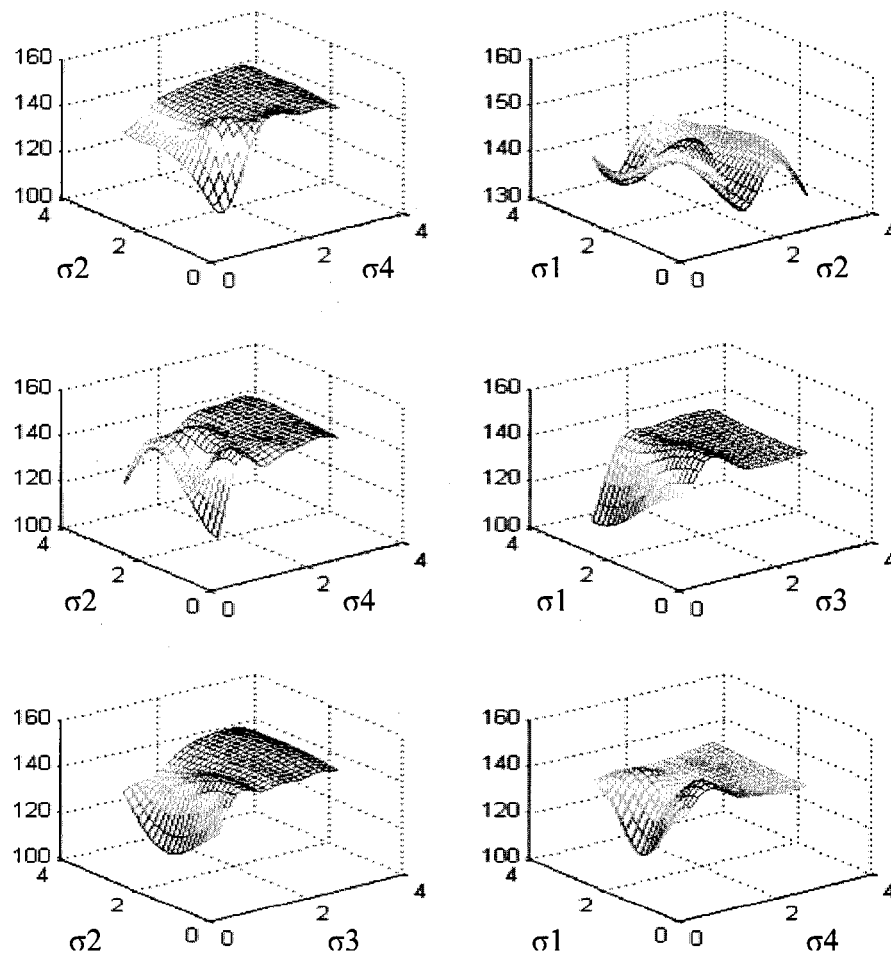


Figure B.1: Représentation de la fonction objectif krigée du patient 1 à travers diverses variables fixées

ANNEXE C : Protocole de personnalisation

Dans cette annexe sont énoncés les principales étapes qui permettront à un futur utilisateur de reproduire toute l'étude de ce projet.

Étape 1 : protocole de simulation de chirurgie

Le protocole de simulation de Petit (2002) a été reproduit en quasi-intégralité.

En effet, les conditions aux limites ont été laissées en état, la tige a été générée de la même façon, l'analyse fonctionnelle des mécanismes a été conservée et donc les liaisons cinématiques aussi. Les forces et déplacements imposés pour les manœuvres chirurgicales n'ont pas été modifiées.

Les modifications apportées ont été :

- la formulation de la liaison intervertébrale (décrite dans le mémoire) : la position et l'orientation des repères locaux utilisés pour la formulation du joint ont été modifiés, une matrice de raideur linéaire a été introduite suivant les expériences de Panjabi.
- La formulation de la liaison implant/vertèbre : la position et l'orientation des repères locaux utilisés pour la formulation du joint ont été laissées en état. Par contre, une matrice de raideur 6*6 (liaison de type « field ») tirée des études expérimentales de Cloutier (2004) a été utilisée.
- La procédure d'attachement de la tige aux implants. Jusqu'à là, une seule liaison de type « inline » (contrainte d'un point sur une ligne permettant tout de même les rotations) ainsi qu'un seul déplacement imposé entre le clip et la tête de l'implant était utilisé, et ce, dû au fait que plusieurs implants étaient attachés en même temps. Dans ce projet, l'attachement d'un seul

implant à la fois a été permis, voilà pourquoi un deuxième « inline » a été rajouté afin de permettre la convergence numérique de l'étape d'attachement.

Étape 2 : Le processus de personnalisation

Il s'agissait en premier lieu de créer la fonction objectif. Dans ce projet, celle formulée par Petit (2002) a été ré utilisée. C'est une norme de différence d'angle de Ferguson par segment entre la simulation et la reconstruction géométrique post test d'inflexion. Les radiographies pre test d'inflexions étaient disponibles. Elles ont permis de reconstruire le rachis du patient en intégralité à l'exception des vertèbres cervicales. En analysant les clichés radiographiques post test d'inflexion, on a essayé de reproduire la même amplitude d'inflexion en simulation à l'aide d'un déplacement sur la vertèbre la plus haute.

Les colonnes numériques sont régies dans cette étude par 4 paramètres (σ_i) groupés par segments de 4 liaisons intervertébrales adjacentes. Un plan d'échantillonnage dit « hyper cube latin » généré sous Matlab permet aux σ_i de varier de façon discrète selon l'espace de design $[0.5, 3]^4$. Une routine Matlab écrit un fichier de commandes ADAMS pour chaque configuration σ_i ($i=1..4$) qui modifie les paramètres de chacune des matrices de raideurs des liaisons intervertébrales du rachis numérique du patient. Une autre routine Matlab appelle toutes les simulations d'inflexion latérale (pour chaque configuration σ_i) les unes après les autres. Après chaque simulation, le logiciel ADAMS écrit dans un fichier de sortie la valeur de la fonction objectif. On a donc en plus du plan d'échantillonnage des σ_i , les valeurs de la fonction objectif.

Un package Matlab permettant le krigeage d'un nuage de points à n dimensions a été ensuite utilisé. L'utilisateur peut choisir son profil de krigeage (constant, linéaire ou quadratique). On lui conseille cependant de rester en dérive quadratique, c'est la forme qui donne les meilleurs résultats. L'utilisateur pourra aussi tester la qualité de son krigeage à l'aide de la technique de « validation croisée » codée aussi sous Matlab sans le même package.

Afin de trouver le minimum de la fonction objectif, un package Matlab d'algorithme génétique a été utilisé. Ce programme est très modulaire, permettant à l'utilisateur de modifier un certain nombre de composants de l'algorithme comme le critère de sélection ou encore le processus de mutation. Il est cependant recommandé à l'utilisateur de laisser les paramètres par défaut. Ainsi à partir de la fonction krigée, l'algorithme fournit la valeur du minimum trouvé ainsi que les valeurs σ_i correspondantes sous l'interface Matlab. L'utilisateur pourra aussi s'il le désire vérifier la vitesse de convergence de l'algorithme ou encore visualiser l'évolution de la population initiale pour les cas en deux dimensions.

Une routine Matlab permet enfin de traduire le résultat de l'algorithme en langage ADAMS en générant un fichier de commande que l'utilisateur pourra introduire aux fichiers de commandes ADAMS déjà en place pour la simulation de chirurgie afin de remplacer les propriétés mécaniques du patient par défaut.