

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

**SIMULATEUR DE CHIRURGIE D'INSTRUMENTATION
DU RACHIS SCOLIOTIQUE EN RÉALITÉ VIRTUELLE**

**ALEXANDRE PLOUZNIKOFF
INSTITUT DE GÉNIE BIOMÉDICAL,
ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL**

**MÉMOIRE PRÉSENTÉ EN VUE DE L'OBTENTION
DU DIPLÔME DE MAÎTRISE ÈS SCIENCES APPLIQUÉES
(GÉNIE BIOMÉDICAL)
AVRIL 2004**

© Alexandre Plouznikoff, 2004.



National Library
of Canada

Bibliothèque nationale
du Canada

Acquisitions and
Bibliographic Services

Acquisitions et
services bibliographiques

395 Wellington Street
Ottawa ON K1A 0N4
Canada

395, rue Wellington
Ottawa ON K1A 0N4
Canada

Your file *Votre référence*

ISBN: 0-612-91963-3

Our file *Notre référence*

ISBN: 0-612-91963-3

The author has granted a non-exclusive licence allowing the National Library of Canada to reproduce, loan, distribute or sell copies of this thesis in microform, paper or electronic formats.

L'auteur a accordé une licence non exclusive permettant à la Bibliothèque nationale du Canada de reproduire, prêter, distribuer ou vendre des copies de cette thèse sous la forme de microfiche/film, de reproduction sur papier ou sur format électronique.

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

L'auteur conserve la propriété du droit d'auteur qui protège 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 dissertation.

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

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

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

Canada

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

Ce mémoire intitulé :

SIMULATEUR DE CHIRURGIE DE L'INSTRUMENTATION
DU RACHIS SCOLIOTIQUE EN RÉALITÉ VIRTUELLE

présenté par : PLOUZNIKOFF Alexandre

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

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

M. SAVARD Pierre, Ph.D., président

M. OZELL Benoît, Ph.D., membre et directeur de recherche

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

M. LABELLE Hubert, MD., membre externe

Dédicace

À mes parents et mon frère, pour tout.

Remerciements

J'aimerais en premier lieu remercier mon directeur de recherche, M. Benoît Ozell, ainsi que mon codirecteur, M. Carl-Éric Aubin, pour leurs judicieux conseils, leurs précieux encouragements et le temps qu'ils ont mis à ma disposition pour me guider, tant dans cette maîtrise que durant ces deux années. Merci infiniment.

Je tiens aussi à remercier l'École polytechnique de Montréal, le centre de recherche en calcul appliqué (CERCA) et le laboratoire de modélisation biomécanique et de chirurgie assistée par ordinateur (LMBCAO) localisé à l'hôpital Sainte-Justine de Montréal pour m'avoir si bien accueilli et pour m'avoir permis de côtoyer de brillants docteurs, chercheurs et étudiants. Je tiens à remercier tout particulièrement M. Valéri Goussev, pour le modèle biomécanique de colonne vertébrale qu'il a mis à ma disposition et pour ses explications, ainsi que Dr. Hubert Labelle, Dr. Jean-Marc Mac-Thiong, Catherine Guyot et Marie-Lyne Nault pour leurs conseils et commentaires qui m'ont aidé à améliorer le simulateur.

Finalement, je tiens à remercier le fonds pour la formation de chercheurs et l'aide à la recherche (FCAR), le conseil de recherches en sciences naturelles et en génie du Canada (CRSNG) et Medtronic Sofamor-Danek pour leur soutien financier.

Résumé

Le traitement chirurgical de la scoliose idiopathique chez des patients sévèrement atteints représente une opération critique où seules l'expérience et l'intuition du chirurgien peuvent garantir la réussite de la correction. Malheureusement, les rares systèmes d'entraînement disponibles aujourd'hui tels les spécimens synthétiques et la pratique sur cadavres présentent des inconvénients majeurs. Les premiers simulent pauvrement les conditions opératoires réelles, imitent mal les propriétés physiques de la colonne vertébrale et sont détruits lors de l'entraînement. Les cadavres quant à eux sont de plus en plus difficiles à obtenir, nécessitent des installations conséquentes pour les entreposer et pour pratiquer ainsi qu'une logistique très lourde et ce, alors que très peu sont atteints de scoliose. Pour leur part, les systèmes de planification de l'instrumentation du rachis scoliotique sont inexistantes. Cela n'a pour effet que d'accroître l'importance de l'expérience du chirurgien qui ne peut malencontreusement être acquise qu'au dépend d'opérations bien réelles.

Pour pallier à ce problème, un simulateur de l'instrumentation du rachis scoliotique a été développé dans un environnement de réalité virtuelle, la CAVE (Cave Automatic Virtual Environment). Les avantages d'une telle recherche sont triples: (1) permettre l'entraînement complet et sécuritaire de médecins résidents sur des cas simples aussi bien que complexes dans des conditions opératoires fidèles, (2) permettre une planification préopératoire intuitive de la chirurgie d'un patient spécifique en tenant compte de la

morphologie et des propriétés physiques d'une colonne vertébrale donnée afin d'identifier une des meilleures corrections possibles pour le patient et ainsi éviter toute complication, (3) introduire un système d'entraînement et de planification complètement réutilisable permettant de supprimer toute la logistique actuellement requise pour gérer les systèmes contemporains.

Le système développé dans le cadre de cette maîtrise se limite à (1) l'implémentation d'un moteur de gestion de scène et d'interactions en réalité virtuelle mettant l'accent sur la simulation de manœuvres chirurgicales, (2) l'adaptation et l'interfaçage avec un modèle biomécanique décrivant le comportement d'une colonne vertébrale sous forme purement mathématique et (3) l'étude de l'utilisabilité d'un tel système à la fois par des chirurgiens orthopédistes pour planifier une opération et par des médecins résidents pour améliorer leur formation.

La salle virtuelle d'opération a été modélisée selon les caractéristiques d'une salle de l'hôpital Sainte-Justine, incluant la table d'opération, le mobilier et le système d'éclairage. Les implants chirurgicaux virtuels sont aussi basés sur des modèles réels Colorado II fabriqués par Medtronic Sofamor-Danek. Quant au modèle de la colonne vertébrale, il a été reconstruit en trois dimensions au LMBCAO en utilisant des techniques de DLT (Direct Linear Transform) à partir de deux radiographies d'un patient réel et en reconstituant par krigeage dual la colonne dans son entier en se basant sur un atlas de vertèbres cadavériques préalablement numérisées.

Le moteur d'interactions et de gestion de scène qui permet à l'utilisateur de manipuler les différents objets virtuels repose sur une hiérarchisation des entités présentes dans la

scène, chacune possédant des caractéristiques et comportements propres. La hiérarchisation permet non seulement la propagation des sélections et des transformations mais aussi la formation et la destruction automatique de liens entre objets lors de collision afin d'augmenter le réalisme des manipulations. Quant à elle, la spécification de certains comportements permet, dans un premier temps, d'augmenter le réalisme de la simulation en appliquant une gravité simplifiée aux objets ou en limitant leur déplacement. Dans un deuxième temps, elle facilite la planification des chirurgies en offrant plusieurs fonctionnalités plus axées sur les manœuvres chirurgicales telle la possibilité de cintrer une tige, de démultiplier les mouvements lors, par exemple, de l'insertion d'une vis pédiculaire et d'aider au positionnement en proposant un emplacement optimal précalculé pour les implants ainsi que des vues holographiques de la vertèbre actuellement instrumentée.

Quant au modèle biomécanique de colonne vertébrale développé au LMBCAO, il a été migré d'un modèle éléments finis décrit sous forme purement mathématique en un module indépendant fonctionnant sur un ordinateur séparé de celui gérant la scène et les interactions. Selon un modèle client–serveur, chaque application de force sur la colonne vertébrale questionne le modèle biomécanique qui retourne les nouvelles positions de chacune des vertèbres en temps quasi réel. L'interface de communication définie et la scission physique entre le module d'interactions et le module biomécanique garantissent une évolution indépendante de ces deux entités.

Le développement du simulateur a permis d'identifier les différentes difficultés que peut rencontrer l'élaboration d'un simulateur de chirurgie en réalité virtuelle et son

implémentation propose quelques solutions et pistes de recherche afin d'adapter un environnement principalement axé sur la visualisation scientifique en un outil d'entraînement et de planification reposant sur des manœuvres spécifiques et précises ce qui, à notre connaissance, n'a jamais été proposé. En plus d'avoir effectué cette étude, l'implémentation du simulateur selon une architecture gardée modulaire a mené au développement d'un moteur réutilisable de gestion de scène et d'interactions adapté à la réalité virtuelle. Finalement, bien que le simulateur ne soit encore qu'au stade de prototype et ne propose la simulation que de quelques manœuvres spécifiques, l'étude d'utilisabilité effectuée montre bien l'utilité d'un tel projet qui pourra servir de base à l'élaboration d'un simulateur plus complet.

Abstract

In some severe cases of idiopathic scoliosis, surgical treatment is inevitable. Spine instrumentation, where only the surgeon's experience and intuition can guarantee a near optimal correction, is considered as one of the most critical orthopedic surgical operations. The few currently available training systems like synthetic spines and cadavers possess some major drawbacks. The formers do not simulate correctly real surgical conditions, badly mimic spines physical properties and are damaged during training. The latters are more and more hard to find due to stricter regulations and require a sizeable infrastructure for storage and practice, even if few cadavers present scoliotic deformities. As for the planning systems, they are virtually inexistent. This accentuates the importance of the surgeon's experience that can only be acquired through real surgeries.

To palliate this problem, a surgical simulator has been developed in a Cave Automatic Virtual Environment (CAVE) to simulate scoliotic spine instrumentation. The three principal goals of this research are (1) to provide surgery residents with a complete and secure training tool replicating simple and complex cases in a realistic surgical environment, (2) to allow surgeons to plan the surgery of a given patient, taking into account his spine's specific morphology and physical properties, so as to identify one of the best possible strategies and avoid complications and (3) to introduce a reusable training and planning system to replace the current ones which require heavy logistics.

The system that has been developed during this research project was limited to (1) implement a generic interaction and scene management engine in virtual reality, emphasizing surgical maneuvers simulation, (2) adapt and interface with a biomechanical model describing the behavior of a spine and (3) study the usability of such a system for orthopedic surgeons to plan surgeries and for surgery residents to improve their skills.

The virtual surgery room models a Sainte-Justine Hospital operating room, including the surgery table, cupboards and lighting system. The virtual implants are based on real Colorado II surgical implants manufactured by Medtronic Sofamor-Danek. As for the spine model, it has been reconstructed at the Biomechanical Modeling and Computer Assisted Surgery Laboratory (BMCASL) from multi-view radiographs using the Direct Linear Transform (DLT) algorithm, an atlas of detailed digital vertebrae and the dual kriging technique.

The interaction and scene management engine through which the user can manipulate virtual objects is based on a pre-established hierarchy between the different entities located within the scene, each one possessing its own characteristics and behavior. The hierarchy allows for the propagation of selections and transformations but also for the automatic management of inter-objects links, thus decreasing the user's mental load. To increase even more the realism of the scene, a gravity phenomenon has been implemented and governs the behavior of each object whose displacements are also limited according to their weight and links. Other functionalities, more centered on the simulation of maneuvers, have also been implemented to facilitate surgery planning. Thus, the simulator offers the possibility to bend metal rods, to demultiply the user's

movements during pedicle screws insertion, to automatically position implants at pre-computed locations and to assess the screws trajectories via holographic transparent views of the currently instrumented vertebra.

As for the spine biomechanical model which was developed at the BMCASL, it has been ported from a purely mathematical form to a stand-alone module running on a dedicated computer different from the one managing the scene. Based on a client-server architecture, each corrective force applied to the spine interrogates the biomechanical model which computes and returns the new vertebrae positions in near real-time. The current protocol and physical delimitation between the biomechanical and the interaction module guarantee an easy and independent evolution of each one of these two components.

The development of the current prototype made it possible to identify the different problems arising from the implementation of a surgery simulator in virtual reality. It introduced different solutions along with several research avenues to adapt an immersive environment from a primarily visualization vocation into a training and planning system using precise and specific maneuvers. In addition to this study, the project led to the completion of a reusable modular interaction engine adapted to virtual reality. Finally, even though the current simulator is still in its prototype phase, the usability tests clearly demonstrated the usefulness of such a project which will hopefully serve as a base for a more complete simulator.

Table des matières

DÉDICACE	IV
REMERCIEMENTS	V
RÉSUMÉ	VI
ABSTRACT.....	X
TABLE DES MATIÈRES	XIII
LISTE DES ANNEXES	XVIII
LISTE DES TABLEAUX.....	XIX
LISTE DES FIGURES	XXI
LISTES DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS.....	XXV
CHAPITRE 1: INTRODUCTION.....	1
1.1 Motivation et contexte de recherche	1
1.1.1 Définition de la scoliose idiopathique.....	2
1.1.2 Traitements de la scoliose	4
1.1.3 Outils d'entraînement et de planification chirurgicaux.....	8
1.2 Éléments de problématique.....	13
1.3 Objectifs de recherche.....	15
1.4 Contribution et originalité des travaux	16
1.5 Organisation du mémoire.....	19

CHAPITRE 2: TRAVAUX ANTÉRIEURS ET ÉLABORATION DE L'ARCHITECTURE DU SIMULATEUR DE CHIRURGIE.....	21
2.1 Architecture proposée	25
2.1.1 Utilisateur.....	27
2.1.2 Module d'interactions et de gestion de scène en réalité virtuelle	27
2.1.3 Module de simulation biomécanique	28
2.2 Données initiales.....	29
2.2.1 CAVE : Cave Automatic Virtual Environment	29
2.2.2 Modèles géométriques	34
2.2.3 Positions optimales d'implants chirurgicaux	37
2.2.4 Modèle biomécanique du rachis	38
CHAPITRE 3: MODULE D'INTERACTIONS EN RÉALITÉ VIRTUELLE.....	40
3.1 Modèle interne de description de scène	41
3.1.1 Hiérarchie de classes d'objets	41
3.1.2 Liaisons d'objets	43
3.1.3 Propriétés des objets	43
3.1.4 Évènements.....	47
3.1.5 Implémentation de la salle d'opération.....	47
3.2 Affichage de la scène	49
3.2.1 Description des modèles géométriques.....	49
3.2.2 Indices visuels.....	52
3.2.3 Gestion automatique des détails.....	54

3.2.4	Aide au positionnement des implants	56
3.3	Engin d'interactions en réalité virtuelle	57
3.3.1	Interactions avec les objets	58
3.3.2	Sélection automatique	60
3.3.3	Détection de collisions	61
3.3.4	Création et destruction de liens	63
3.3.5	Positionnement automatique	64
3.3.6	Démultiplication des mouvements	65
3.3.7	Simulation de lois physiques	66
3.4	État actuel d'avancement du moteur d'interactions en réalité virtuelle	68
3.4.1	Salle d'opération en réalité virtuelle	69
3.4.2	Manipulation d'objets	69
3.4.3	Réutilisation de l'interface développée	71
	Exemple de fichier de données	71
CHAPITRE 4: MODÈLE BIOMÉCANIQUE DE L'INSTRUMENTATION DU RACHIS SCOLIOTIQUE		72
4.1	Modèle mathématique	72
4.1.1	Modèle initial	73
4.1.2	Modifications apportées au modèle	73
4.2	Implantation du modèle biomécanique	76
4.2.1	Exportation en un module séparé	76
4.2.2	Interface avec le moteur d'interactions en réalité virtuelle	77

4.3	État actuel d'avancement du module biomécanique.....	83
4.3.1	Modèle biomécanique en action	83
4.3.2	Étude du temps de réponse du modèle.....	84
4.3.3	Exemple de messages échangés.....	85
CHAPITRE 5: SIMULATION DE L'INSTRUMENTATION DU RACHIS SCOLIOTIQUE EN RÉALITÉ VIRTUELLE		87
5.1	Simulateur de chirurgie du rachis scoliotique en réalité virtuelle.....	87
5.2	Étude d'utilisabilité.....	90
5.2.1	Description des participants.....	91
5.2.2	Démarche de l'étude	92
5.2.3	Questionnaire	93
5.2.4	Résultats.....	94
CHAPITRE 6: DISCUSSION		100
6.1	Limites et avantages du simulateur.....	100
6.1.1	Réalisme et immersion.....	100
6.1.2	Modèle biomécanique	103
6.2	Avenues de recherche futures	104
6.2.1	Graphe graphique.....	105
6.2.2	Interface plus intuitive	106
6.2.3	Retour d'efforts.....	107
6.2.4	Amélioration du modèle biomécanique	109

CONCLUSION.....	111
RÉFÉRENCES	113

Liste des annexes

Annexe I	Fichier de données de la salle d'opération.....	117
Annexe II	Questionnaire de l'étude d'utilisabilité.....	126

Liste des tableaux

Tableau 4.1	Comparaison des résultats obtenus entre le modèle Matlab et sa traduction C/C++. Translation (mm) du centre de chaque vertèbre suite à l'application d'une force de 10 N sur T10.	77
Tableau 4.2	Temps de réponse du modèle biomécanique lors de l'application d'une force de 40 N sur T8, dans le plan latéral (Onyx – Irix vs Athlon - Linux).	85
Tableau 4.3	Messages échangés entre le moteur d'interactions et le module biomécanique lors du lancement du simulateur suivi de l'application d'une force de 8 N sur T6 du côté gauche vers le côté droit du patient.....	86
Tableau 5.1	Résultats numériques de l'étude d'utilisabilité (échelle de 1 (désaccord) à 5 (accord)).	94
Tableau 5.2	Commentaires sur le simulateur et solutions à envisager pour le développement futur (état des travaux à l'été 2002) (Partie 1)	95
Tableau 5.3	Commentaires sur le simulateur et solutions à envisager pour le développement futur (état des travaux à l'été 2002) (Partie 2)	96
Tableau 5.4	Solutions implémentées pour résoudre certains des problèmes identifiés lors de l'étude d'utilisabilité (Partie 1).....	97
Tableau 5.5	Solutions implémentées pour résoudre certains des problèmes identifiés lors de l'étude d'utilisabilité (Partie 2).....	98

**Tableau 5.6 Solutions implémentées pour résoudre certains des problèmes identifiés
lors de l'étude d'utilisabilité (Partie 3)..... 99**

Liste des figures

Figure 1.1	Différents types de courbure A- Scoliose thoracique droite; B- Scoliose thoraco-lombaire droite; C- Scoliose thoracique droite, lombaire gauche; D- Scoliose lombaire gauche (Keim, 1976).....	2
Figure 1.2	Mesure de l'angle de Cobb (Stokes, 1994).....	4
Figure 1.3	A- Corset de Milwaukee; B- Représentation des forces de correction exercées par le corset (White et Panjabi, 1978).....	6
Figure 1.4	Étapes de la chirurgie selon la technique Cotrel-Dubousset 1- Instrumentation de la colonne; 2- Dérotation d'une première tige; 3- Fixation d'une deuxième tige (Lonstein et coll., 1995).....	7
Figure 1.5	Insertion de vis pédiculaires (Spine-Health).....	8
Figure 1.6	Colonne vertébrale synthétique complète présentant une scoliose thoraco-lombaire droite de 55 degrés (Pacific Research Lab)	9
Figure 1.7	Colonne vertébrale (L1 à L5 avec sacrum) simulant les disques et ligaments intervertébraux (Superbones).	10
Figure 1.8	Système de guidage (Navitrak d'Orthosoft) 1- Système de guidage intra-opératoire de vis pédiculaires; 2- Écran du système de guidage.....	12
Figure 2.1	Architecture du simulateur de l'instrumentation du rachis scoliotique	25
Figure 2.2	Architecture du VRASP (Mayo Clinic, 1996).....	26
Figure 2.3	Casque virtuel (V8, Virtual Research Systems).....	29
Figure 2.4	CAVE, a) vue droite, b) vue gauche (Virginia Tech University)	30

Figure 2.5	Lunettes à écrans LCD actifs	31
Figure 2.6	Gant virtuel à 2 senseurs par doigt, mesurant aussi l'abduction entre les doigts (5DT).....	32
Figure 2.7	Modèles 3D de vis pédiculaires (Medtronic Sofamor-Danek) 1- Modèle 8612640-a_pr2; 2- Modèle 8612735-a_pr2	35
Figure 2.8	Modèle 3D du rachis utilisé dans le simulateur 1- Vue antéro-postérieure; 2- Vue latérale.....	36
Figure 2.9	Diagramme présentant les étapes de la reconstruction 3D du rachis d'un patient spécifique	37
Figure 2.10	Modèle biomécanique initial A- un disque intervertébral (élastique); B- une vertèbre (rigide).....	39
Figure 3.1	Exemple de hiérarchie d'objets au sein d'un graphe de scène standard. ...	42
Figure 3.2	Exemple de hiérarchie de classes au sein du graphe de scène utilisé dans le simulateur.....	43
Figure 3.3	Propriétés des catégories d'objets présentes au sein du simulateur.....	44
Figure 3.4	Modélisation des liaisons inter-objets et de la hiérarchie des catégories à l'initialisation du simulateur.....	48
Figure 3.5	Tige métallique virtuelle non déformée.	50
Figure 3.6	Salle d'opération virtuelle en mode simulateur.....	51
Figure 3.7	Illustration des indices visuels (ligne indicatrice et clignotement de l'objet courant, en mode simulateur monoscopique).	53

Figure 3.8	Illustration des indices visuels (nom de la vis pédiculaire insérée dans une vertèbre, dans la CAVE en mode stéréoscopique)	53
Figure 3.9	Modèle tridimensionnel de la colonne vertébrale Gauche- Basse résolution (réduit à 80%); Droite- Haute résolution (336730 polygones)	55
Figure 3.10	Système de guidage de vis pédiculaires (simulateur).	57
Figure 3.11	Schéma de la souris tridimensionnelle identifiant ses composants.....	58
Figure 3.12	Représentation des boites de délimitation A- Boîte de délimitation initiale; B- Boîte de délimitation mise à jour selon les mouvements de l'objet.....	62
Figure 3.13	Exemple de spécification de hiérarchie de catégories d'objets (Création et destruction automatiques de liens).....	64
Figure 3.14	Exemple de spécification de hiérarchie de catégories d'objets (Démultiplication des mouvements).....	66
Figure 3.15	Calcul de la déflexion d'une tige selon l'axe des y.....	68
Figure 3.16	Salle d'opération virtuelle (CAVE, en mode monoscopique).....	69
Figure 3.17	Insertion d'une vis pédiculaire (simulateur).....	70
Figure 3.18	Orientation de la table d'opération par l'utilisateur (simulateur).....	70
Figure 4.1	Modèle biomécanique représentant les 17 vertèbres du rachis simulé au sein de la salle d'opération virtuelle (vue postéro-antérieure).	75
Figure 4.2	Architecture et flots d'informations entre les différentes composantes du simulateur de chirurgie	78
Figure 4.3	Architecture et flots d'informations au sein de l'interface entre le module d'interactions et le module biomécanique	80

Figure 4.4	Simulation de l'application d'une force de 40 N sur T8 dans le plan latéral, du côté gauche du patient vers le côté droit (modèle biomécanique Matlab).....	83
Figure 4.5	Simulation de l'application d'une force de 40 N sur T8 dans le plan frontal (simulateur de chirurgie).....	84
Figure 5.1	Simulation d'une opération : salle d'opération initiale (simulateur).....	88
Figure 5.2	Simulation d'une opération : insertion de vis pédiculaires (simulateur) .	89
Figure 5.3	Simulation d'une opération : liaison d'une tige à la vis la plus basse (simulateur).....	89
Figure 5.4	Simulation d'une opération : application de forces correctrices (simulateur) 1) État initial; 2 & 3) Étapes d'application d'une force correctrice sur T10; 4) Liaison vis-tige afin de conserver la correction appliquée.	90
Figure 6.1	Interface conventionnelle du simulateur de chirurgie d'instrumentation du rachis (S3).....	102
Figure 6.2	Gant virtuel (CyberGlove, Immersion Corporation).....	107
Figure 6.3	Exosquelette robotisé localisé sur la main de l'utilisateur (Cybergrasp, Immersion Corporation).....	108
Figure 6.4	Bras robotisé rattaché au poignet de l'utilisateur (CyberForce, Immersion Corporation).....	108
Figure 6.5	Modèle biomécanique le plus récent développé par Aubin et al. sous Matlab (2003).....	110

Listes des sigles et abréviations

2D	Deux dimensions, bidimensionnel.
3D	Trois dimensions, tridimensionnel.
BMCASL	« Biomechanical Modeling and Computer Assisted Surgery Laboratory », traduction anglaise du LMBCAO.
CAVE	« Cave Automatic Virtual Environment », environnement immersif automatique apparenté à une cave.
CERCA	CEntre de Recherche en Calcul Appliqué.
CRSNG	Conseil de Recherches en Sciences Naturelles et Génie du Canada.
CT-Scan	« Computed Tomography Scan », balayage tomographique informatisé.
DLT	« Direct Linear Transform », transformation directe linéaire.
FCAR	Fonds pour la formation de Chercheurs et l'Aide à la Recherche.
L1	Première vertèbre lombaire, située sous la dernière vertèbre thoracique (T12).
L5	Dernière vertèbre lombaire, située au-dessus de la première vertèbre sacrée.
LMBCAO	Laboratoire de Modélisation Biomécanique et de Chirurgie Assistée par Ordinateur.
MFLOPS	« Million Floating Point Operations Per Second », million d'opérations à point flottant par seconde.
mm	Millimètres (unité de distance).

N	Newton (unité de force).
NURBS	« Non Uniform Rational B Spline », B-spline rationnelle non uniforme.
S3	« Scoliosis Surgery Simulator », simulateur de chirurgie pour la scoliose développé au LMBCAO.
T1	Première vertèbre thoracique, située sous la dernière vertèbre cervicale.
T6	Sixième vertèbre thoracique.
T8	Huitième vertèbre thoracique.
T10	Dixième vertèbre thoracique.
T12	Dernière vertèbre thoracique, située au-dessus de la première vertèbre lombaire (L1).
VRASP	« Virtual Reality Assisted Surgery Program », programme de chirurgie assistée en réalité virtuelle développé à la clinique Mayo.
VRML	« Virtual Reality Modeling Language », langage de description d'objets en réalité virtuelle.
WIMP	« Windows, Icons, Menus and Pointer », type d'interface faisant intervenir des fenêtres, des icônes, des menus et un pointeur.

Chapitre 1: Introduction

Le présent chapitre expose, dans un premier temps, la scoliose idiopathique, ses traitements ainsi que les outils d'entraînement et de planification chirurgicaux disponibles aujourd'hui. Cette mise en contexte permet d'identifier les difficultés et risques inhérents à l'instrumentation du rachis scoliotique ainsi que les obstacles auxquels se heurte la formation des médecins résidents. Une fois ces difficultés identifiées, nous présentons l'objectif de cette recherche qui propose une solution novatrice aux problèmes rencontrés lors de la formation des résidents et la planification des chirurgies en mettant de l'avant un outil de simulation de l'instrumentation du rachis scoliotique faisant appel aux dernières technologies d'immersion en réalité virtuelle afin d'obtenir un environnement de planification et d'entraînement sécuritaire des plus fidèles.

1.1 Motivation et contexte de recherche

Nous présentons, dans cette section, une définition succincte de la scoliose idiopathique, en abordant les différents traitements possibles, tant non invasifs que chirurgicaux, et les outils d'entraînement et de planification dont disposent actuellement les médecins.

1.1.1 Définition de la scoliose idiopathique

La scoliose (du grec skolios : courbé, introduit par Galen (131-201)) est une déformation tridimensionnelle de la colonne vertébrale (Figure 1.1) dont Dubousset propose la définition suivante:

« Déformation rachidienne consistant en un déplacement relatif progressif d'un élément constitutif (vertèbre) par rapport à son adjacent, se produisant dans les trois plans de l'espace (frontal, sagittal et coronal) sans perte de la continuité ostéoligamentaire et se développant sur tout ou partie de la colonne vertébrale, essentiellement pendant la période de croissance ».

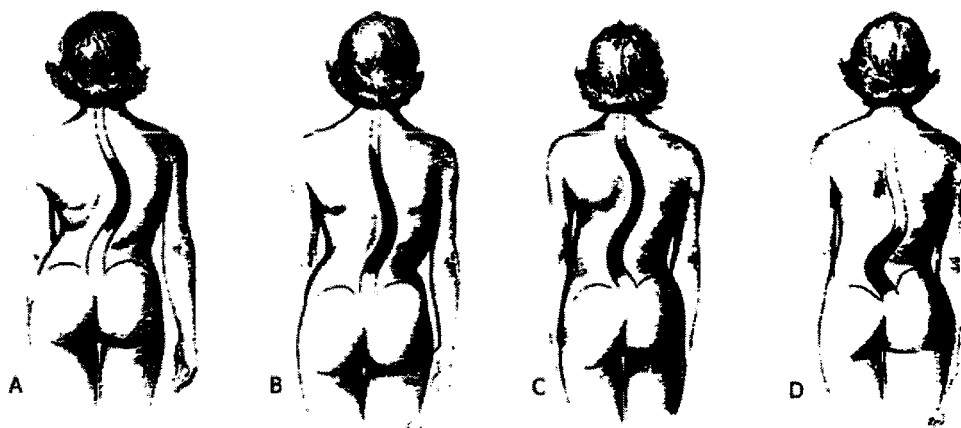


Figure 1.1 - Différents types de courbure

A- Scoliose thoracique droite; B- Scoliose thoraco-lombaire droite;
C- Scoliose thoracique droite, lombaire gauche; D- Scoliose lombaire gauche (Keim, 1976)

La scoliose touche 2% de la population mondiale (SRS 2004) frappant plus sévèrement la population féminine, nécessitant sept fois plus souvent un traitement chirurgical que la population masculine. De 80% à 90% des scolioses sont idiopathiques (NIAMS 2001). Le reste des cas sont attribuables à des troubles nerveux et musculaires, à des troubles du tissu conjonctif notamment chez des patients atteints du syndrome de

Marfan et à des dérèglements chromosomiques et congénitaux dus par exemple au syndrome de Down (NIAMS 2001). Toutefois, même si la cause de la majorité des scolioses est encore inconnue, plusieurs pistes de recherche sont prometteuses. L'étude de Wang et al. (Wang et al. 1997) a démontré de fortes ressemblances physiologiques entre les scolioses humaines et celles développées par les poussins. Comme ces derniers atteignent la maturité très rapidement, cette étude en a fait des sujets de test de prédilection pour approfondir nos connaissances sur la scoliose humaine. L'étude de Sadat-Ali et al. (Sadat-Ali et al. 2000) a par exemple corrélié l'absence de mélatonine suite à l'ablation de la glande pinéale et le développement de scoliose chez ces animaux, laissant sous-entendre que la scoliose humaine a une cause hormonale et génétique. Toutefois, les thérapies géniques sont encore loin d'être applicables mais heureusement, des 2% de la population touchée par la scoliose, seuls très peu nécessitent une attention médicale.

Chaque scoliose est définie selon sa localisation (apex de la courbure de la colonne), sa forme, sa direction et sa courbure mesurée selon l'angle de Cobb (Figure 1.2), défini comme étant l'angle formé par des lignes parallèles aux plateaux des vertèbres situées aux points d'inflexion de la courbure sur une radiographie postéro-antérieure (Cobb 1948).

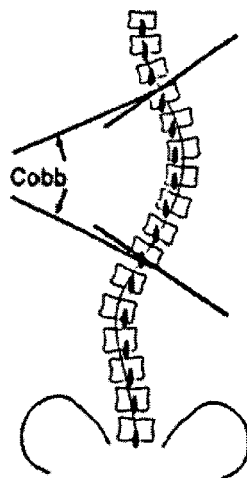


Figure 1.2 - Mesure de l'angle de Cobb (Stokes, 1994)

L'âge du patient et la sévérité de la scoliose, principalement évaluée par l'angle de Cobb, dictent le comportement à préconiser. Dans de rares cas (0.3% de la population est atteint d'une scoliose présentant un angle de Cobb supérieur à 20 degrés (Jenkins 2003)) un traitement médical sera administré pour des raisons d'esthétique, d'inconfort et d'instabilité. Lors de cas sévères, la déformation de la colonne peut se répercuter sur des fonctions vitales et notamment entraîner un effondrement de la cage thoracique pour ultimement mener à des problèmes cardio-respiratoires.

1.1.2 Traitements de la scoliose

Comme aucune cause n'a encore été identifiée pour justifier l'apparition de la scoliose chez un patient normalement sain, les différents traitements médicaux disponibles actuellement proposent des solutions mécaniques. Ces traitements peuvent

être catégorisés sous deux formes : les traitements non invasifs et les traitements invasifs. Les corsets représentent les traitements non invasifs de prédilection et permettent de prévenir la progression de la scoliose. Quant à elles, les opérations chirurgicales permettent de corriger la déformation. Ces deux catégories de traitements sont les seuls dont l'efficacité a été scientifiquement prouvée ((Nachemson and Peterson 1995), (O'Brein 2002)) et la décision d'y recourir se base sur le degré de courbure de la scoliose, ses possibilités de progression et la présence de douleur (Lonstein 1995).

Corsets

Les courbures de moins de 20 degrés ne nécessitent généralement pas de traitement à l'exception d'un suivi régulier afin de juger de la progression de la scoliose. Si la courbure progresse au-dessus de 20 degrés chez des sujets adolescents encore en période de croissance, un traitement par corset est préconisé afin de stopper ou de diminuer la progression de la scoliose. Ce type de traitement est rarement utilisé chez les adultes, sauf pour des cas de douleur importante, étant donné que leur croissance est terminée. Au fil des ans, plusieurs types de corsets ont été développés (corset de Milwaukee (Figure 1.3) adopté pour traiter des courbures situées dans la région thoracique haute, corset de Boston, de Miami et l'orthèse de Rosenberger adoptés pour traiter des courbures plus basses...). Plusieurs outils mathématiques ont fait leur apparition afin d'adapter au maximum l'emplacement des différents points de pression à la morphologie du patient et à son type de scoliose en vue d'améliorer l'impact d'un tel traitement. Si la scoliose est

traitée assez tôt et si le corset est porté de façon optimale durant toute la période de croissance, et ce jusqu'à 23 heures par jour, son utilisation peut diminuer les chances d'avoir recours à la chirurgie ((Lonstein and Winter 1994), (Nachemson and Peterson 1995)).

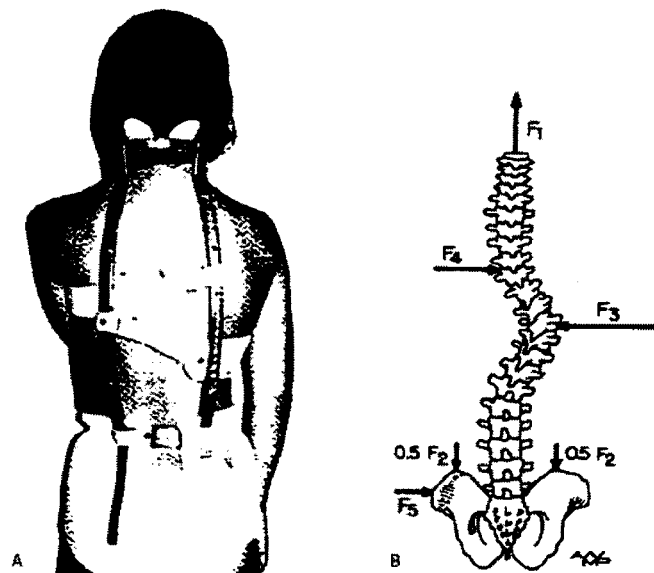


Figure 1.3 - A- Corset de Milwaukee; B- Représentation des forces de correction exercées par le corset (White et Panjabi, 1978)

Chirurgies

La chirurgie est seulement préconisée si :

- la courbure progresse malgré l'utilisation d'un corset,
- la courbure atteint 40 degrés en période de croissance,

- la courbure dépasse 50 degrés et continue d'augmenter chez un adulte,
- la douleur est difficilement tolérable.

Bien qu'il existe une multitude d'approches différentes, les deux techniques chirurgicales les plus utilisées sont celles de Cotrel-Dubousset (Cotrel and J. 1988) et Universal Spine System (Laxer 1994). Le traitement chirurgical de la scoliose repose sur la fusion vertébrale et le redressement du rachis via l'utilisation d'implants chirurgicaux principalement constitués de tiges métalliques, de crochets lamaires et de vis pédiculaires (Figure 1.4). Le but d'une telle chirurgie est triple : corriger la courbure actuelle, l'empêcher de progresser et éliminer le plus possible la douleur. La chirurgie corrige habituellement entre 40% et 50% de la courbure initiale et parfois même jusqu'à 80% (Delorme et al. 2000).

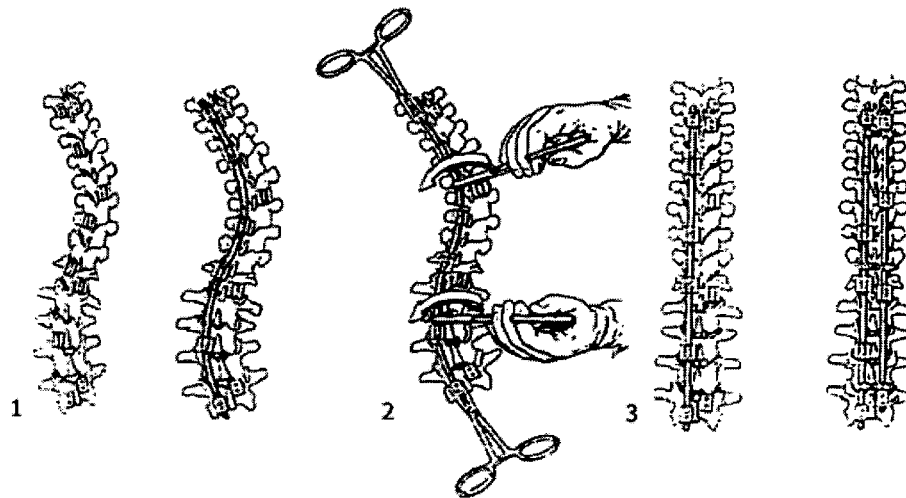


Figure 1.4 - Étapes de la chirurgie selon la technique Cotrel-Dubousset
 1- Instrumentation de la colonne; 2- Dérotation d'une première tige;
 3- Fixation d'une deuxième tige (Lonstein et coll., 1995).

1.1.3 Outils d'entraînement et de planification chirurgicaux

L'instrumentation du rachis scoliotique est l'une des chirurgies orthopédiques les plus difficiles. L'insertion de vis pédiculaires à proximité de la moelle épinière constitue le premier danger pour le patient et une déviation de quelques millimètres peut mener à la paralysie des membres inférieurs si la moelle épinière est lésée (Figure 1.5). Une fois les implants positionnés, la correction de la courbure renferme aussi plusieurs risques notamment l'arrachage des vis et la fracture des vertèbres si la force correctrice appliquée par le chirurgien est trop importante. Finalement, mentionnons que le degré de correction atteint est grandement tributaire de la stratégie opératoire adoptée. Afin de minimiser ces risques opératoires et améliorer le pronostic d'une telle chirurgie, plusieurs outils ont été mis de l'avant.

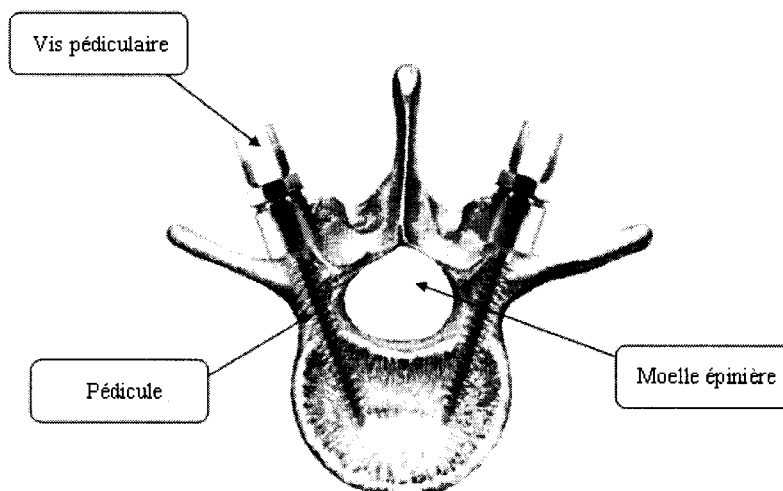


Figure 1.5 - Insertion de vis pédiculaires (Spine-Health)

Outils d'entraînement

Les outils d'entraînement sont principalement destinés aux médecins résidents en orthopédie pour compléter leur formation pratique en toute sécurité. Deux types d'outils existent: les os synthétiques (*Sawbones*, Pacific Research Lab) (Figure 1.6) et la pratique sur cadavres, chacun présentant ses propres avantages et inconvénients.

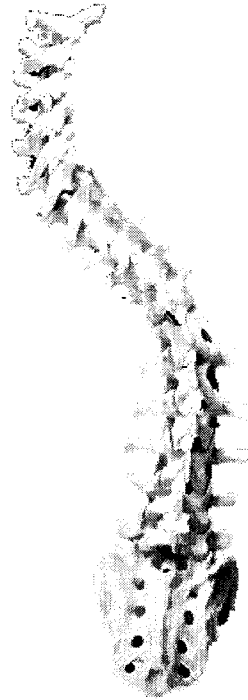


Figure 1.6 - Colonne vertébrale synthétique complète présentant une scoliose thoraco-lombaire droite de 55 degrés (Pacific Research Lab)

Constitués majoritairement de bois, de fibres plastiques et de polystyrène, les os synthétiques, quoique relativement coûteux, sont faciles à obtenir de compagnies spécialisées. Dépendamment de leur degré de réalisme (constitution physique), ils permettent de simuler plus ou moins bien les forces ressenties lors de l'insertion d'une vis dans un pédicule. L'anatomie de la colonne et des vertèbres est générale. Quelques modèles intégrant une réponse mécanique ont fait leur apparition au cours des dernières années (Simulab, Superbones). Ces modèles, permettant de simuler les inflexions frontales et latérales grâce à des groupes d'élastiques et de ressorts, poussent plus loin le réalisme des colonnes vertébrales synthétiques et ouvrent la porte à la simulation de chirurgies orthopédiques sur des modèles plastiques (Figure 1.7). Toutefois, étant reléguées à quelques ressorts, les réponses biomécaniques simulées sont encore extrêmement simplifiées.



Figure 1.7 - Colonne vertébrale (L1 à L5 avec sacrum) simulant les disques et ligaments intervertébraux (Superbones).

La pratique sur cadavre permet d'augmenter le réalisme des simulations chirurgicales. Évoluant au sein d'une réelle salle d'opération, le médecin résident pratiquant une chirurgie sur un corps humain est plus à même de s'immerger dans la simulation. Toutefois, même si à première vue la pratique sur cadavre semble plus réaliste, plusieurs inconvénients subsistent. Cette pratique devient de plus en plus onéreuse car les cadavres se font de plus en plus rares et les lois régulant leur utilisation de plus en plus strictes. De plus, il est extrêmement rare de retrouver un cas scoliotique parmi le peu de cadavres disponibles. Finalement, la simulation est souvent contrainte à une colonne vertébrale saine dont l'anatomie et la biomécanique ne peuvent être choisies et les propriétés physiques et biomécaniques de tissus morts ne sont plus fidèles à un spécimen vivant.

Outils de planification

Les outils de planification sont majoritairement destinés aux chirurgiens orthopédistes. Deux types d'outils de planification existent: les outils de planification préopératoires et les outils de planification intra-opératoires.

La stratégie opératoire adoptée par les chirurgiens orthopédistes repose principalement sur l'analyse des radiographies frontales et latérales des patients. Toutefois, un nouveau genre d'outil de planification préopératoire est de plus en plus utilisé: la reconstruction 3D (par radiographies ou CT-scan) ((Schlusselberg et al. 1988), (Lamade et al. 2000)). Étant donné que la scoliose est une déformation tridimensionnelle de la colonne vertébrale, ce genre d'outil est tout à fait approprié pour mieux juger la

déformation de la colonne, identifier les différents implants à utiliser et discerner la stratégie opératoire à adopter.

Les outils de planification intra-opératoires consistent principalement en une aide au positionnement des vis pédiculaires qui sont beaucoup plus difficiles à insérer adéquatement que les crochets lamaires. Ces outils prennent la forme de systèmes de repérage des implants et des vertèbres et de recalage de leurs positions sur des modèles 3D obtenus avant l'opération (Figure 1.8). Les vues tridimensionnelles simulées en temps réel permettent d'assurer un guidage efficace pour les chirurgiens orthopédistes tout en laissant la chance aux résidents de pratiquer de manière sécuritaire (Hoelzl et al. 2003).

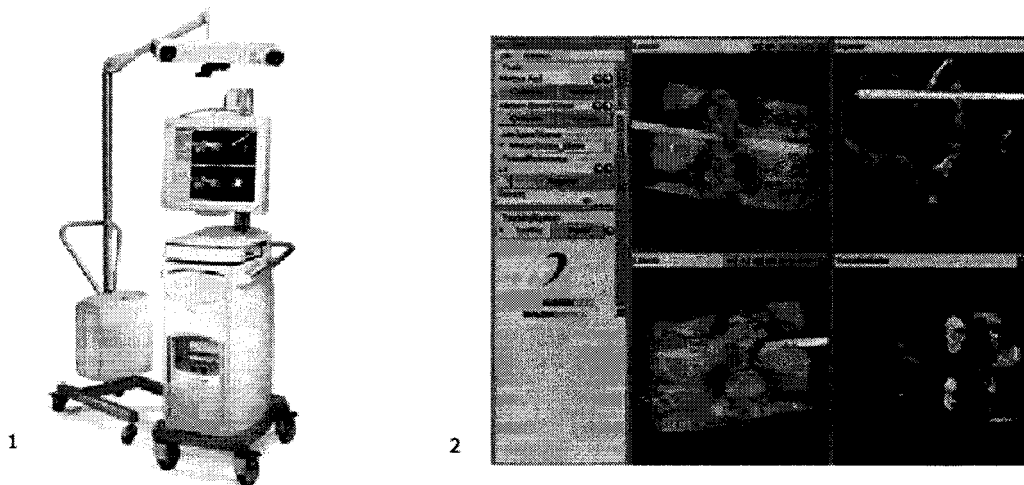


Figure 1.8 - Système de guidage (Navitrak d'Orthosoft)
1- Système de guidage intra-opératoire de vis pédiculaires; 2- Écran du système de guidage

1.2 Éléments de problématique

Plusieurs travaux en cours devraient permettre de raffiner de plus en plus les modèles mathématiques déjà utilisés en clinique pour améliorer le succès du traitement par corset (Nachemson and Peterson 1995). De son côté, malgré les méthodes d'entraînement et de planification actuelles, l'instrumentation du rachis est encore largement empirique. C'est pour cela que la présente recherche se concentre uniquement sur le traitement chirurgical de la scoliose. Les outils d'entraînement actuels, bien que très utiles pour compléter la formation des médecins résidents, ne répondent que partiellement aux attentes de la communauté universitaire car:

- Anatomiquement, les outils d'entraînement sont de loin trop généraux. En effet, il est difficile d'obtenir des os synthétiques simulant correctement un type de scoliose donné car ceux-ci sont fabriqués de manière non spécifique.
- Biomécaniquement, les outils d'entraînement présentent des réponses peu fidèles (dans le cas des os synthétiques) ou altérées (dans les rares cas de cadavres présentant une scoliose). Que ce soit pour simuler l'insertion d'une vis pédiculaire ou simuler les forces correctrices à exercer pour corriger une déformation scoliothique, ces outils ne simulent pas fidèlement les forces en jeu lors d'une réelle chirurgie.
- Économiquement, la pratique sur cadavre est très onéreuse vu la rarification des spécimens, la lourdeur des nouvelles régulations et les

coûts en personnel et en matériel requis. Bien que moins coûteuse, la pratique sur os synthétiques est elle aussi relativement onéreuse, si bien qu'il est rare que chaque étudiant puisse pratiquer plusieurs fois sur de tels spécimens. Mentionnons aussi que chaque séance d'entraînement détruit les spécimens utilisés, augmentant de surcroît les coûts d'une telle formation.

- Quant aux outils de planification, bien qu'ils permettent actuellement d'améliorer de manière anatomique le pronostic des instrumentations du rachis scoliotique, ils ne répondent pas entièrement aux attentes de la communauté médicale car, biomécaniquement, aucun outil ne permet de planifier ou de simuler une pathologie spécifique à un patient afin de tester plusieurs instrumentations et de discerner celle aboutissant à la meilleure correction.

Face aux lacunes de ces outils, le pronostic correctif d'une instrumentation du rachis scoliotique reste encore grandement tributaire de l'intuition, du jugement et de l'expérience du chirurgien qu'il ne peut acquérir que par la pratique sur des cas bien réels étant donné que les outils d'entraînement ne sont pas encore adéquats. Cela représente un risque non négligeable pour le patient et ne permet pas au chirurgien de garantir une correction quasi-optimale pour un cas spécifique.

1.3 Objectifs de recherche

L'objectif de recherche global est de pourvoir la communauté médicale d'un simulateur de chirurgie réutilisable de l'instrumentation du rachis scoliotique, tant d'un point de vue anatomique que biomécanique, afin d'améliorer le pronostic d'une telle opération, tout comme les modèles mathématiques sont en voie d'améliorer le traitement de la scoliose par corset.

Les présents travaux s'inscrivent dans le cadre d'un projet de recherche et développement (S3) du CRSNG en coopération avec Medtronic Sofamor-Danek portant sur l'élaboration d'un système de simulation de chirurgie du rachis scoliotique. Comparativement à l'interface souris standard actuellement développée dans S3, la présente recherche s'attarde sur l'utilisation d'un environnement virtuel de pointe dans lequel l'utilisateur sera immergé et pourra évoluer de façon intuitive par le biais de gestes naturels.

Les objectifs spécifiques de cette recherche sont :

- Développer une interface intuitive en réalité virtuelle et un moteur d'interactions et de gestion de scène réutilisable adapté à la chirurgie.
- Évaluer cette interface et identifier les problèmes liés à la simulation d'une chirurgie d'instrumentation du rachis scoliotique en réalité virtuelle.

1.4 Contribution et originalité des travaux

Au cours des dernières années, des simulateurs de chirurgie ont fait leur apparition dans des domaines aussi variés que la chirurgie laparoscopique du foie (Cotin et al. 1996), la réduction de fractures (Sourin et al. 2000), la simulation de bronchoscopie (Immersion Corporation). Les avantages et l'intérêt de la communauté médicale pour de tels simulateurs ne sont plus à démontrer comme l'illustre l'attention que portent de grandes compagnies tel Immersion Corporation et SimSurgery à développer et commercialiser de tels produits. Le American College Of Surgeons (Dawson 2002) identifie aussi plusieurs atouts aux simulateurs actuels et futurs:

- Entraîner les étudiants dans des environnements sécuritaires, tant pour eux que pour les patients. Grâce aux simulateurs de chirurgie, l'entraînement n'est plus limité à une visualisation pure comme cela était le cas au cours des dernières décennies (premièrement en 2D, puis en 3D). Maintenant, les étudiants peuvent interagir avec des organes virtuels à volonté, sans stress ou limite de temps, chose qui ne peut être accomplie durant les procédures urgentes.
- Rafraîchir différentes techniques pour les chirurgiens retournant à la pratique après une longue absence. Même si un examen écrit est presque toujours requis, les talents chirurgicaux ne sont pas réévalués. De tels simulateurs permettront de rafraîchir des techniques chirurgicales critiques.

- Corriger les inégalités présentes dans les programmes de formation. Étant donné que les étudiants ne sont confrontés qu'à « ce qui passe la porte », il est difficile de s'assurer que les futurs médecins auront vu chaque cas important avant d'entamer leur pratique professionnelle. De tels simulateurs pourraient pallier à cette incertitude.
- Prototyper de nouvelles procédures. Même si de nouvelles procédures pourraient améliorer la qualité des soins prodigués, il est difficile et éthiquement questionnable de tester de telles procédures sur des patients qui pourraient être traités en ayant recours aux méthodes traditionnelles. Les simulateurs de chirurgie pourraient aider à identifier plus facilement les risques et avantages de telles procédures sur un patient virtuel.
- Tester de nouveaux implants et outils chirurgicaux. Parallèlement à de nouvelles procédures, des nouveaux outils chirurgicaux pourraient être testés via des simulations chirurgicales.
- Planifier des chirurgies de cas complexes. Ultimement, les simulateurs de chirurgie pourront prendre en compte tous les paramètres nécessaires pour recréer un patient virtuel réaliste et spécifique. À ce stade, les chirurgiens pourront pratiquer des opérations critiques et identifier les meilleures stratégies opératoires afin de minimiser le temps de chirurgie et éviter toute complication.

Toutefois, les simulateurs actuels se catégorisent tous parmi les deux premières générations de simulateurs et aucun à notre connaissance ne peut encore revendiquer pouvoir prototyper de nouvelles procédures ou outils chirurgicaux, encore moins pouvoir planifier une chirurgie en obtenant des réponses biomécaniques fidèles. La première génération est constituée de simulateurs purement géométriques permettant de se déplacer autour d'un organe ou dans une partie restreinte d'un corps humain virtuel tel le Visible Human Project du National Library of Medicine aux États-Unis. Ces simulateurs sont utilisés comme complément à la formation théorique des médecins. La deuxième génération permet d'interagir de façon prédéterminée avec certains tissus et organes. Ces simulateurs sont utilisés pour répéter une manœuvre spécifique plusieurs fois jusqu'à l'effectuer correctement et permettent aux médecins résidents de compléter leur formation de façon sécuritaire pour eux et les patients. Le simulateur arthroscopique de Hollands et al. (Hollands and Trowbridge 1996) permet par exemple de pratiquer la navigation endoscopique dans un genou virtuel sans toutefois pouvoir simuler une pathologie donnée et son traitement.

La contribution première de notre recherche est d'établir, à notre connaissance, le premier prototype fonctionnel d'un simulateur de troisième génération permettant de simuler l'instrumentation du rachis scoliothique, tant d'un point de vue graphique que biomécanique. Ce simulateur permettra de planifier une chirurgie spécifique grâce à la liberté qu'assure le modèle biomécanique complet sur lequel le simulateur est basé. Les contributions secondaires sont au nombre de trois:

- Identifier, proposer, implémenter et tester différentes solutions aux problèmes liés à l'utilisation d'un environnement d'immersion complet pour effectuer des manœuvres très précises telle la planification d'une chirurgie alors que ces environnements virtuels ont été principalement axés jusqu'à présent sur la visualisation scientifique pure.
- Proposer et implémenter un moteur d'interactions et de gestion de scène réutilisable adapté à la simulation chirurgicale dans un environnement virtuel.
- Proposer à la communauté orthopédique un outil relativement peu coûteux à long terme, réutilisable et disponible en tout temps, permettant de remplacer les méthodes actuelles d'entraînement à utilisation unique.

1.5 Organisation du mémoire

Le mémoire est organisé selon six chapitres. Le premier chapitre proposait une mise en contexte en présentant succinctement la scoliose, ses traitements et leurs risques inhérents afin de motiver la présente recherche dont les objectifs consistent principalement à faciliter l'utilisation de modèles biomécaniques pour compléter les différents outils d'entraînement et de planification disponibles actuellement. Le second chapitre propose un bref aperçu de l'architecture du simulateur, de sa répartition en plusieurs modules et présente les données initiales. Le troisième chapitre s'attarde sur l'implémentation du moteur d'interactions et de gestion de scène en réalité virtuelle tandis que le quatrième chapitre aborde le modèle biomécanique utilisé pour simuler les

réponses de la colonne vertébrale. Le cinquième chapitre présente l'aboutissement des travaux. Il s'attarde sur les résultats globaux de cette recherche soit le simulateur dans son ensemble obtenu en combinant le moteur d'interactions et le modèle biomécanique ainsi que l'étude d'utilisabilité qui avait été effectuée afin de guider le développement de l'application et qui identifie des problèmes non encore résolus. Finalement, le dernier chapitre s'attarde sur les avantages, les limites et les pistes futures de développement du simulateur.

Comme la présente recherche se situe à la convergence de deux domaines (interactions en réalité virtuelle et modélisation biomécanique) et comme à notre connaissance aucun travail se rapprochant du présent projet n'a encore été proposé, il a été jugé plus pertinent et plus clair de répartir la revue de littérature au début des chapitres appropriés. De plus, comme l'architecture du simulateur de chirurgie est modulaire, il a été jugé judicieux que chaque chapitre expose ses sous-résultats propres afin d'illustrer indépendamment son état d'avancement.

Chapitre 2: Travaux antérieurs et élaboration de l'architecture du simulateur de chirurgie

Même si les débuts de la réalité virtuelle remontent à 1965, lorsque I.E. Sutherland proposa le premier casque virtuel (Sutherland 1965), le milieu médical n'a constaté que depuis peu les bienfaits qu'une telle technologie peut apporter à l'amélioration de la qualité des soins prodigués aux patients (Zajtchuk and Satava 1997). Actuellement, l'utilisation de la réalité virtuelle en médecine peut être catégorisée en cinq grands domaines :

- Éducation et entraînement de futurs médecins : les applications actuellement disponibles appartiennent à la première et la deuxième générations de simulateurs. Ils offrent une visualisation tridimensionnelle de l'anatomie et permettent d'interagir avec des organes de manière simplifiée et prédéterminée. Toutefois, il n'est pas rare maintenant d'observer l'implémentation de quelques technologies de retour de forces au sein des différents simulateurs ajoutant ainsi une autre dimension à un entraînement purement visuel (Suzuki et al. 1998), (Vuskovic et al. 2000)

- Planification et simulation de désastres : les applications de cette catégorie se concentrent plus spécifiquement sur la simulation d'évènements et de comportements que sur la chirurgie et permettent de confronter l'utilisateur aux situations de triage et de premiers soins lors de désastres naturels, de crises, de conflits militaires...
- Prototypage virtuel : la réalité virtuelle est aussi mise à profit pour tester virtuellement de nouvelles salles d'opération et de nouveaux équipements afin de minimiser les coûts de fabrication de prototypes.
- Réhabilitation et psychothérapie : plusieurs projets de recherche ont permis d'identifier les bienfaits de la réalité virtuelle pour la réhabilitation de patients paraplégiques (Greebkeafm and Tovar 1994), pour faciliter le sevrage de nicotine (Lee et al. 2003) et pour soigner différentes phobies (arachnophobie, acrophobie...) (Rothbaum et al. 1995).
- Fusion de données intra-opératoires : finalement, la réalité virtuelle a aussi trouvé un domaine d'application dans les salles d'opération. Toutefois, il s'agit plus de réalité augmentée permettant de superposer des modèles anatomiques tridimensionnels sur le corps du patient lors de la chirurgie. Les travaux de Peuchot et al. s'attardent notamment sur l'utilisation de la réalité augmentée afin d'améliorer le guidage des vis pédiculaires lors de l'instrumentation du rachis scoliothique en recalant et

projetant une vue 3D de la vertèbre instrumentée sur une vitre positionnée au dessus du patient (Peuchot et al. 1995).

La présente recherche se limite au premier domaine d'application en proposant un outil de planification de l'instrumentation du rachis scoliotique en réalité virtuelle. Bien que beaucoup de simulateurs de chirurgie utilisent la réalité virtuelle afin d'augmenter le réalisme de l'opération simulée, très peu utilisent conjointement le rendu tridimensionnel et une interface intelligente naturelle, deux technologies de la réalité virtuelle essentielles à une simulation chirurgicale crédible. Plusieurs travaux de recherche et simulateurs commerciaux abusent même de ces termes en proposant parfois un simulateur « virtuel » sur écran et souris conventionnels. Bien qu'une interface proposant un pointeur souris semble à première vue plus facile, précise et intuitive à manipuler qu'une interface en réalité virtuelle, en pratique, tous les écrans d'ordinateurs présentent des marques de doigts. Cela prouve bien que les utilisateurs tentent de transcender de telles interfaces qu'ils jugent non intuitives. En immergeant l'utilisateur au sein d'un monde quasi-réel, la réalité virtuelle peut proposer une interface manuelle directe où des gestes courants telle la saisie d'objets sont reconnus sans besoin de faire appel à des menus ou des boutons, réduisant ainsi la courbe d'apprentissage du logiciel, permettant à l'utilisateur de se concentrer uniquement sur la tâche à accomplir. L'immersion complète permet de surcroît d'amplifier le réalisme du simulateur en proposant une reconstruction complète tridimensionnelle du patient, de la colonne et d'une salle d'opération virtuelle déjà connue, augmentant de ce fait le sentiment d'appartenance de l'utilisateur dans ce monde

virtuel. Finalement, en combinant le monde réel et la scène opératoire, la réalité virtuelle permet d'augmenter la coordination main œil comparativement aux interfaces standards où les deux sont largement dissociés (Poston and Serra 1996). C'est pour ces différentes raisons que cette recherche a privilégié une interface en réalité virtuelle comparativement à une interface écran souris sur ordinateur conventionnel.

Plusieurs travaux de recherche se sont intéressés et s'intéressent actuellement à l'instrumentation du rachis scoliotique, tentant d'apporter de nouveaux outils informatiques afin d'améliorer la formation actuelle et le traitement de cette pathologie. Toutefois, ces outils ne sont pas complets et la plupart s'intéressent simplement au positionnement des vis pédiculaires. Ils se catégorisent en outils préopératoires et intraopératoires. Parmi les outils préopératoires, les travaux de Nigel et al., de l'université du Manchester, Angleterre, se concentrent sur le développement d'un simulateur non spécifique d'insertion de vis pédiculaires sur écran conventionnel. Parmi les outils intraopératoires, nous retrouvons les travaux de Peuchot et al. et les systèmes de recalage commerciaux. D'un autre côté, quelques modèles biomécaniques spécifiquement destinés à simuler une colonne vertébrale scoliotique et son instrumentation ont été développés au cours des dernières années (Gardner-Morse and Stokes 1994), (Stokes et al. 1998), (Poulin et al. 1998), (LeBorgne et al. 1998), (Aubin et al. 2003). À notre connaissance, aucun projet de recherche n'a tenté de regrouper ces différents outils afin de proposer une salle d'opération virtuelle complète, au sein de laquelle un chirurgien orthopédiste pourrait tester différentes stratégies opératoires pour un patient spécifique, sans tous les désavantages des outils d'entraînement et de planification actuels.

2.1 Architecture proposée

Le simulateur de chirurgie proposé a été gardé modulaire afin de pouvoir facilement le modifier, le réutiliser et le porter, en tout ou en partie, d'un environnement à un autre (d'un environnement d'immersion utilisant un gant virtuel à un ordinateur standard comme celui utilisé dans le cadre du projet S3 par exemple). L'architecture du simulateur (Figure 2.1) s'inspire du Virtual Reality Assisted Surgery Program (VRASP) développé à la clinique Mayo (Robb 1996) (Figure 2.2).

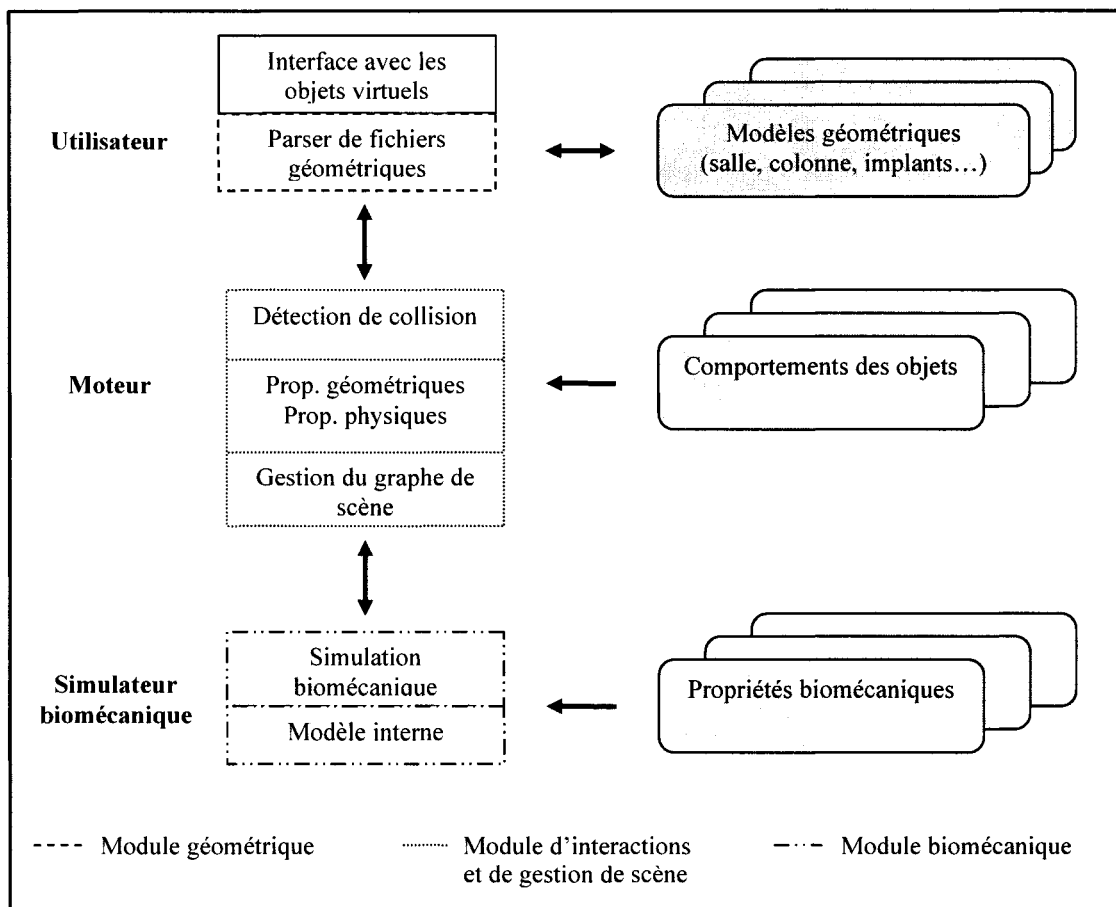


Figure 2.1 - Architecture du simulateur de l'instrumentation du rachis scoliothique

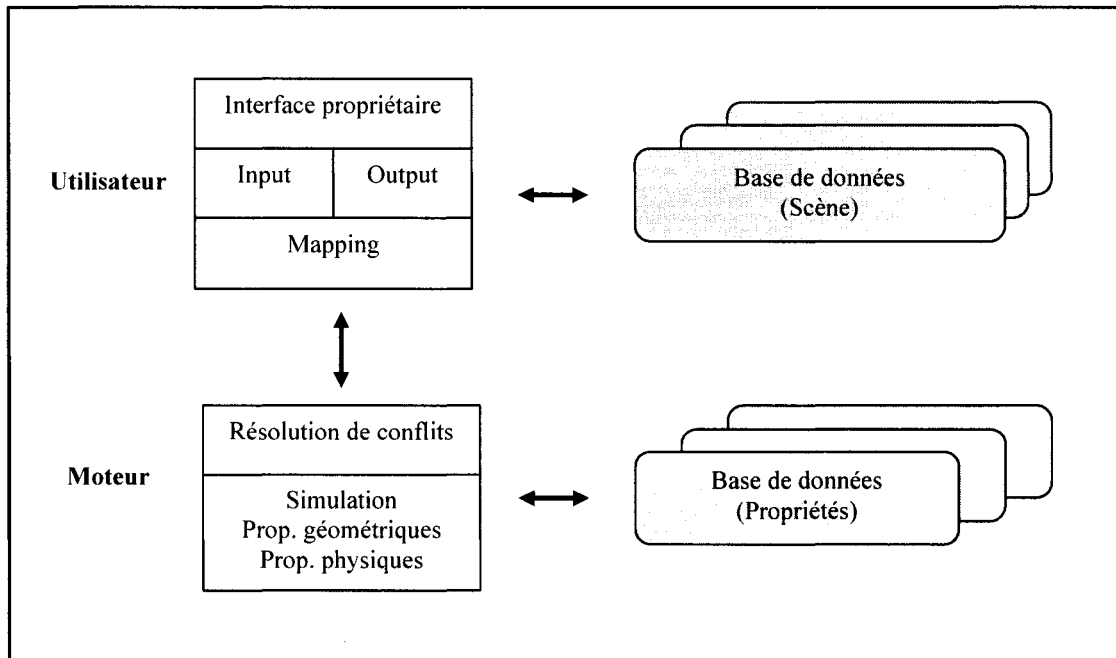


Figure 2.2 - Architecture du VRASP (Mayo Clinic, 1996)

L'architecture du simulateur se décompose en trois modules: le module géométrique chargé de lire les fichiers géométriques VRML (Virtual Reality Modeling Standard) et de créer les listes d'affichage nécessaires, le module d'interactions et de gestion de scène chargé de gérer les liens inter-objets, d'appliquer les propriétés physiques (déformation de tiges, gravité...) et géométriques et le module biomécanique chargé de calculer les déformations appliquées à la colonne vertébrale via l'instrumentation chirurgicale. Chaque module est parfaitement indépendant, à tel point que le module biomécanique est exécuté sur un ordinateur différent de celui gérant le monde virtuel, les deux premiers modules étant ainsi physiquement séparés du troisième. Cela permet par exemple de mettre aisément à jour ou de remplacer le module biomécanique ou de réutiliser le moteur d'interactions en réalité virtuelle pour une toute autre application.

2.1.1 Utilisateur

L'utilisateur cible est à la fois un médecin résident en orthopédie désirant affiner sa formation sur différents cas prédéterminés ou un chirurgien orthopédique souhaitant planifier une opération spécifique en testant plusieurs instrumentations. Il faut donc prendre pour acquis que l'utilisateur n'est pas familier avec l'environnement virtuel de pointe que constitue la CAVE (Cave Automatic Virtual Environment) (Cruz-Neira et al. 1992). C'est pour cela que l'interface développée a été gardée la plus simple et intuitive possible pour l'utilisateur même si cela implique une grande complexité et un degré d'intelligence élevé de la part du moteur d'interactions. Par le biais de gestes naturels, l'utilisateur communique de façon transparente avec le moteur d'interactions et le modèle biomécanique en sélectionnant et déplaçant différents objets virtuels (vis, tiges, colonne vertébrale, table d'opération...)

2.1.2 Module d'interactions et de gestion de scène en réalité virtuelle

Le module d'interactions et de gestion de scène se charge de détecter les collisions inter-objets, de maintenir à jour le graphe de scène (hiérarchie d'objets, création et destruction dynamiques d'objets), de gérer les propriétés de chaque objet (position, orientation, couleur, niveau de détail) et de déclencher les différents événements (positionnement automatique des vis pédiculaires, démultiplication de mouvements, interrogation d'un modèle mécanique ou biomécanique). L'intelligence du module réside dans le fichier de configuration utilisé qui comporte à la fois l'état initial de la scène mais

aussi tous les comportements autorisés intra et inter-objets. Ce fichier de comportements permet donc de discerner les différentes actions de l'utilisateur (insertion automatique d'une vis dans un pédicule spécifique lors d'une collision avec une vertèbre, suppression automatique d'une vis jetée par terre, liaison automatique d'une vis avec la table d'implants lorsque la première y est déposée...) et de réagir en interprétant son intention sans qu'il ait besoin de l'expliquer. Cette prédétermination des différentes actions de l'utilisateur et de leurs impacts sur le modèle interne permet de ne pas briser le réalisme du simulateur en ne demandant pas à l'utilisateur, qui souhaite évoluer dans un monde quasi-réel, de préciser les actions qu'il désire entreprendre via différents menus. Une description complète du moteur d'interactions et de gestion de scène est présentée au chapitre 3.

2.1.3 Module de simulation biomécanique

Si le module d'interactions et de gestion de scène permet d'évoluer dans un monde virtuel de façon naturelle, le module biomécanique permet quant à lui de simuler les réponses de la colonne vertébrale lors de la correction de sa déformation. Il est interrogé par le module d'interactions lorsque des forces correctrices sont appliquées sur la colonne. Ce module est purement mathématique et ne se base sur aucun logiciel de modélisation comme Adams (MSC Software) ou Ansys (Ansys Inc.), ce qui lui permet d'être facilement portable. Il est constitué d'un modèle du rachis par éléments finis et d'une interface de communication avec l'extérieur. Suite à l'application d'une force, le module met à jour son modèle interne et retourne les positions des dix-sept vertèbres (L1 à T5) le constituant. Une description du module biomécanique initial est présentée à la

section 2.2.4. Le chapitre 4 présente quant à lui une revue des travaux liés à la modélisation de l'instrumentation du rachis ainsi que les modifications qui ont été apportées au modèle actuel, son exportation en un module séparé et son incorporation au sein du simulateur.

2.2 Données initiales

Dans cette section, nous présentons les différents éléments, tant matériel, que mathématique et logiciel, dont nous disposions initialement.

2.2.1 CAVE : Cave Automatic Virtual Environment

Matériel

La CAVE (Cave Automatic Virtual Environment) fût présentée pour la première fois à SIGGRAPH'92, par Cruz-Neira et al. (Cruz-Neira et al. 1992). Comparée aux casques virtuels (Figure 2.3), la CAVE propose une immersion complète de l'utilisateur en plongeant physiquement ce dernier au sein d'un cube de trois mètres d'arête (Figure 2.4).

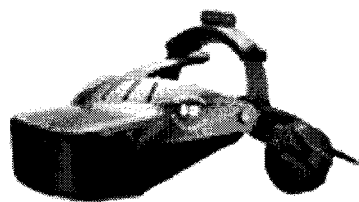


Figure 2.3 - Casque virtuel (V8, Virtual Research Systems)

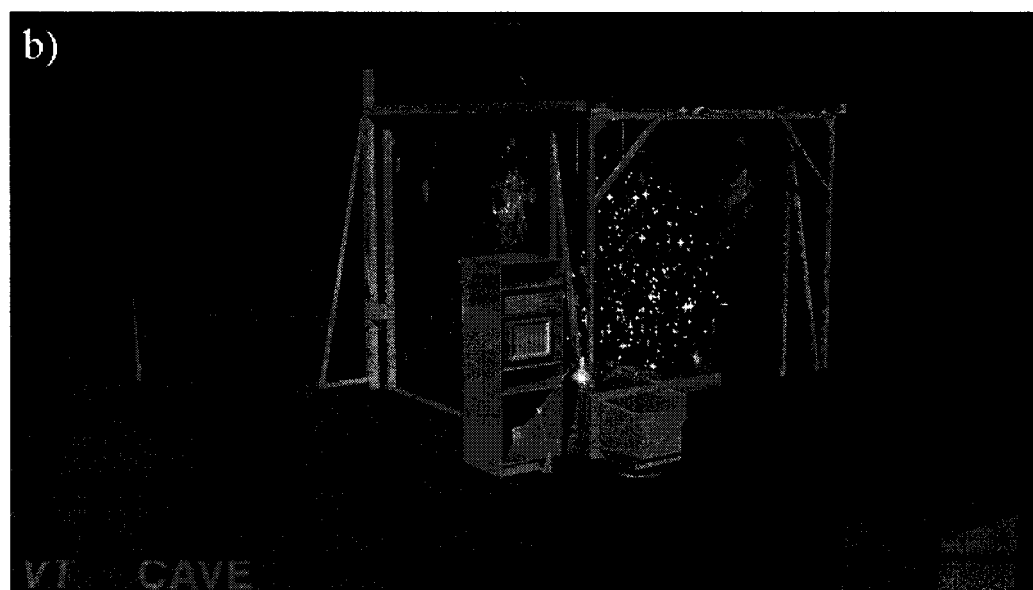


Figure 2.4 - CAVE, a) vue droite, b) vue gauche (Virginia Tech University)

Bien qu'il existe des CAVE à quatre et à six surfaces de projection, les principes de base restent les mêmes. Les images sont projetées en stéréo sur chaque surface en tenant compte de la position actuelle de l'utilisateur et de l'orientation de sa tête. Ces deux coordonnées sont obtenues grâce à un repérage électromagnétique et permettent de calculer la matrice de projection à appliquer afin d'afficher la perspective escomptée sur chaque mur. Des lunettes à écrans LCD (Liquid Crystal Display) actifs (Figure 2.5), synchronisées avec l'affichage, permettent d'obstruer la vision de l'œil gauche lorsque l'image pour l'œil droit est affichée et vice-versa. Cela permet d'obtenir une vision stéréoscopique.



Figure 2.5 - Lunettes à écrans LCD actifs

Tout comme les lunettes sont repérées électromagnétiquement afin d'obtenir la position et l'orientation de la tête de l'utilisateur, les outils d'interactions le sont aussi.

Ces outils permettent d'interagir avec le monde virtuel et existent sous deux formes différentes: les souris tridimensionnelles et les gants virtuels (Figure 2.6). Les souris tridimensionnelles représentent la forme la plus rudimentaire d'interactions en réalité virtuelle. Ces souris, surnommées « wand », présentent plusieurs boutons (3 dans la majorité des cas) ainsi qu'un bouton analogue (joystick) permettant par exemple de faire défiler le monde autour de l'utilisateur si la scène ne peut être entièrement contenue dans le cube de trois mètres d'arête. Les gants virtuels présentent une interface plus intuitive car ils permettent à l'utilisateur de faire appel à des gestes normaux pour communiquer avec le monde virtuel lors de saisies d'objets par exemple. Différentes technologies sont utilisées pour obtenir les angles de flexion, les deux plus courantes sont celles par encres conductrices et par fibres optiques.



Figure 2.6 - Gant virtuel à 2 senseurs par doigt, mesurant aussi l'abduction entre les doigts (5DT)

Comparée aux casques virtuels, la CAVE permet d'obtenir un champ de vision plus large et élimine les malaises (vertiges, maux de tête...) associés à la projection d'images proche de la rétine. De plus, comme la CAVE immerge complètement l'utilisateur au sein du monde virtuel, les différentes interactions avec le monde virtuel deviennent plus intuitives : l'utilisateur peut manipuler directement les objets de la scène sans avoir à passer par une représentation virtuelle de ses mains comme les casques l'exigent. Comme nous souhaitons augmenter la sensation d'immersion afin de simuler des conditions réelles (salle d'opération, gestes chirurgicaux...), faciliter les interactions afin d'insister sur des gestes chirurgicaux normaux et maximiser la durée d'exposition afin de permettre à l'utilisateur de pratiquer une opération longue et complète sans malaise, nous avons privilégié l'utilisation de la CAVE comparativement aux casques virtuels pour concevoir le simulateur. La CAVE utilisée est une CAVE à trois murs et un plancher, de trois mètres par trois mètres, proposant une *wand* comme outil d'interactions. La scène et le calcul des projections sont gérés par un Onyx 2 à 6 processeurs R10200 de SGI (Silicon Graphics Inc.), possédant trois cartes graphiques Infinite Reality 2. Deux cartes graphiques s'occupent chacune du mur du fond et du plancher tandis que la troisième carte se charge des murs latéraux. Ces cartes permettent d'afficher au maximum 13 millions de polygones par seconde. Comme l'affichage se fait en stéréo, et si nous désirons obtenir un minimum de 15 images par seconde pour assurer une fluidité raisonnable, la carte graphique la plus lente s'occupant des deux murs latéraux devra gérer 60 (15 (images) x 2 (stéréo) x 2 (murs)) images par seconde. La scène ne pourra donc pas contenir plus de 216 000 polygones.

Logiciel

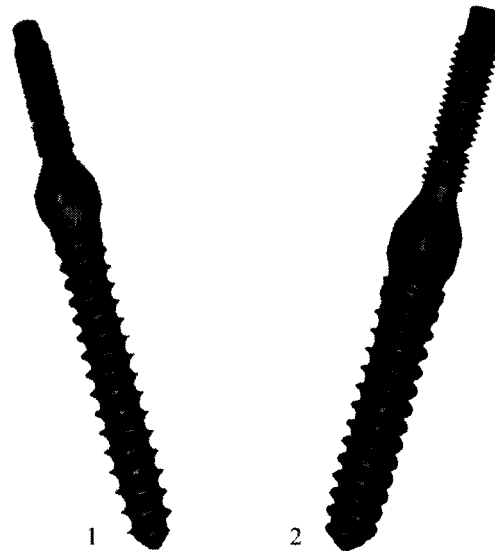
Les CAVElibs sont des bibliothèques permettant entre autres de gérer l'affichage stéréoscopique, de calculer la perspective à appliquer, de gérer la mémoire partagée entre les processus d'affichage (un par carte graphique) et d'obtenir la position des repères électromagnétiques. Le simulateur développé repose sur ces bibliothèques pour interagir avec le matériel.

2.2.2 Modèles géométriques

Plusieurs modèles géométriques furent mis à notre disposition pour la conception du simulateur.

Implants chirurgicaux

Un groupe de modèles d'implants chirurgicaux destinés à l'instrumentation Colorado II nous a été fourni par Medtronic Sofamor-Danek. Parmi les quelques implants donnés regroupant plusieurs vis et crochets, nous avons sélectionné 2 types de vis pédiculaires différentes (Figure 2.7). Ces modèles sont en format VRML.

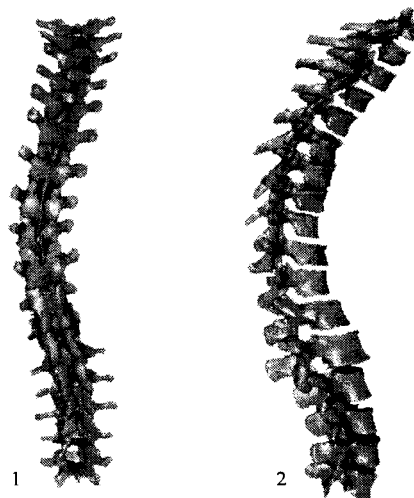


**Figure 2.7 - Modèles 3D de vis pédiculaires (Medtronic Sofamor-Danek)
1- Modèle 8612640-a_pr2; 2- Modèle 8612735-a_pr2**

Colonne vertébrale

Afin de proposer une simulation chirurgicale fidèle même s'il s'agit d'un premier prototype, une reconstruction tridimensionnelle complète du rachis d'un patient spécifique est utilisée dans le simulateur. Les méthodes de reconstruction 3D les plus faciles font appel à des techniques de CT-scan, de résonance magnétique ou de tomodensitométrie. Toutefois, mêmes si ces techniques offrent une reconstruction tridimensionnelle de grande précision, elles exigent le traitement d'une volumineuse quantité de données et exposent les patients à de hautes doses de radiations ce qui peut représenter un risque pour la santé des patients scoliotiques lors de leur suivi régulier. La reconstruction tridimensionnelle utilisée repose sur une technique de reconstruction

radiographique semi-automatique. Cette reconstruction a été effectuée au LMBCAO à l'hôpital Sainte-Justine de Montréal. Une fois la calibration de l'émetteur à rayons X effectuée en utilisant un objet de dimensions connues, deux radiographies du patient (une frontale et une latérale) sont prises. L'identification manuelle de 6 points de repère par vertèbre (les sommets supérieurs et inférieurs des pédicules et les centres des plateaux vertébraux) sur chacune de ces radiographies permet ensuite d'appliquer une technique de DLT (Direct Linear Transform) en vue d'obtenir une reconstruction filaire des points de la colonne vertébrale (Dansereau et al. 1990). Finalement, afin de proposer une reconstruction 3D surfacique (Figure 2.8), un ensemble de vertèbres cadavériques préalablement numérisées sont déformées par krigeage dual selon les dimensions identifiées plus tôt (Aubin et al. 1995). La Figure 2.9 présente un résumé de la reconstruction tridimensionnelle du rachis. Le modèle de la colonne vertébrale est en format VRML.



**Figure 2.8 - Modèle 3D du rachis utilisé dans le simulateur
1- Vue antéro-postérieure; 2- Vue latérale**

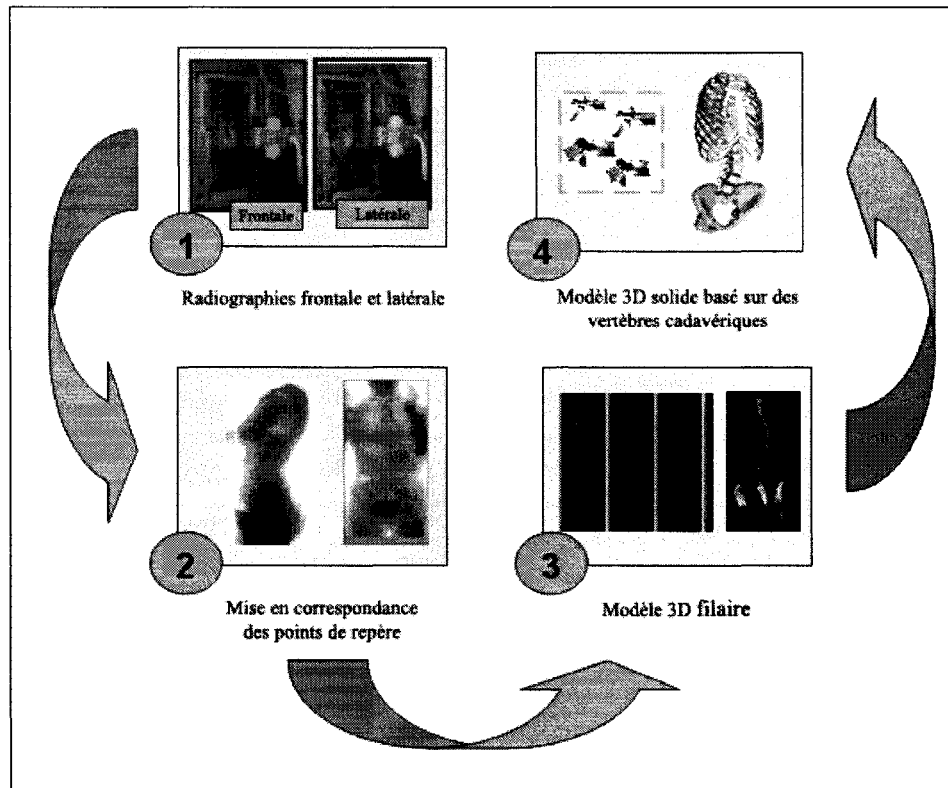


Figure 2.9 - Diagramme présentant les étapes de la reconstruction 3D du rachis d'un patient spécifique

2.2.3 Positions optimales d'implants chirurgicaux

Outre les modèles géométriques présentés plus haut, des positions « optimales » précalculées proposant une prédiction des points d'insertion des vis pédiculaires ont été mises à notre disposition. Ces positions ont été calculées au LMBCAO et obtenues de manière similaire à la reconstruction tridimensionnelle du rachis. Lors de la déformation par krigeage dual des vertèbres cadavériques selon les dimensions spécifiques du patient, des points d'insertions identifiés sur ces vertèbres ont été transposés sur la reconstruction

tridimensionnelle de la colonne vertébrale. Ces points d'ancrage seront utilisés par la suite dans le simulateur afin de proposer une position d'insertion rapide dans chaque pédicule afin de faciliter les tests d'instrumentation des chirurgiens orthopédistes ne souhaitant pas s'attarder sur l'insertion de vis pédiculaires.

2.2.4 Modèle biomécanique du rachis

Un modèle biomécanique simplifié représentant les réponses du rachis selon les sollicitations exercées est à la base du modèle biomécanique utilisé dans le simulateur. Les modèles biomécaniques standards reposent sur des modèles par éléments finis supportés par un ensemble d'éléments élastiques indépendants mais connectés par des conditions aux frontières et font entrer en jeu un nombre important d'éléments (600 éléments pour un disque intervertébral selon le modèle de Rao (Rao and Dumas 1991)). Comme la déformation résultante est obtenue suite à un ensemble de déformations successives, le temps de calcul est sévèrement affecté et les résultats sont susceptibles de cumuler de grandes erreurs. Ces dernières ne proviennent toutefois pas seulement d'arrondis ou de mauvaises projections mais aussi de la nature même de la déformation qui est en soi un problème mal posé (Tikhonov and Arsenin 1979).

Le modèle proposé par Aubin et al. (Aubin et al. 2003) sur lequel se base celui du simulateur combine à la fois des solutions analytiques et des itérations numériques afin de décomposer les sollicitations en un sous-ensemble permettant de rester dans le domaine linéaire. Ce modèle repose sur un ensemble de poutres de dimensions différentes représentant chacune un disque ou une vertèbre caractérisé par son module de

Young, module en cisaillement et moment d'inertie. Pour une colonne vertébrale complète de T1 à L5, ce modèle ne fait intervenir que 33 éléments (17 vertèbres représentées par des poutres rigides et 16 disques représentés par des poutres élastiques) comparativement à des milliers pour les modèles traditionnels. Cela permet de diminuer grandement le nombre d'itérations et de ce fait le temps de calcul, l'impact des problèmes mal posés et l'accumulation des erreurs tout en représentant correctement la non-linéarité des réponses biomécaniques et la non-homogénéité du rachis, tant élastique que géométrique. Le modèle initial sur lequel repose le modèle actuel était composé de 5 vertèbres de dimensions identiques (L1 à L5) et permettait d'obtenir les translations des vertèbres selon une force appliquée au centre d'une de ces dernières (Figure 2.10). Outre le fait d'obtenir un meilleur temps de réponse et des résultats moins entachés d'erreurs, ce modèle présente aussi l'avantage d'avoir été développé de façon purement mathématique, hors des logiciels standards de modélisation tels Adams (MSC Software) ou Ansys (Ansys Inc.), ce qui permettra de le porter facilement sur n'importe quelle plateforme tout en garantissant un accès direct aux fonctionnalités afin de les modifier aisément.

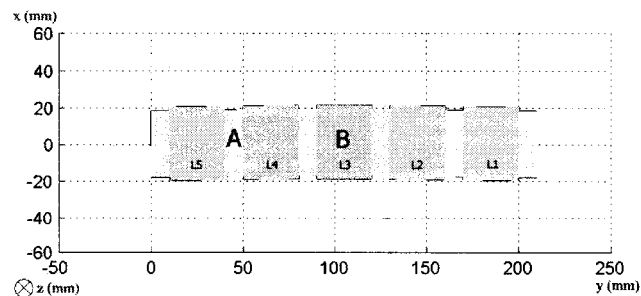


Figure 2.10 - Modèle biomécanique initial
A- un disque intervertébral (élastique); B- une vertèbre (rigide).

Chapitre 3: Module d'interactions en réalité virtuelle

Il existe une multitude de graphes de scène actuellement. Les plus connus (OpenSG (Reiners), OpenRM (R3vis), SGL (McMillan)...) incorporent les dernières technologies en matière de rendu (multitexturing, stéréoscopie, rendu multipasse...). La plupart se basent sur des formats de données multiples tels le VRML et les fichiers de 3D Studio (Discreet Logic), Maya (Alias|Wavefront) et XSI (SoftImage) et certains supportent même depuis peu l'architecture spécifique à la CAVE et aux CAVElibs (OpenSG depuis septembre 2002), notamment au niveau de l'initialisation des données, des processus d'affichage et de la mémoire partagée dans laquelle doivent être stockées les différentes entités du graphe afin que chaque processus puisse y accéder. Comme il aurait été complexe lors de la conception du simulateur d'adapter un graphe de scène existant pour le faire fonctionner dans un environnement immersif, il a été décidé de créer un moteur de description et de gestion de scène propriétaire. Ce moteur supporte le VRML 1.0 comme langage de description de scène, possède les fonctionnalités de base d'un graphe de scène, fonctionne au sein de la CAVE et incorpore aussi un système interne de gestion de scène spécifique à la réalité virtuelle et à la simulation de chirurgie (gestion automatique prédéfinie des liens inter-objets afin de rendre l'interface plus intuitive et réaliste, limitation du nombre de polygones en gérant dynamiquement le niveau de détail et en agglomérant les objets de même nature afin de conserver un taux de rafraîchissement acceptable en stéréoscopie, simulation de lois physiques et interaction

avec un modèle mathématique, démultiplication des mouvements selon les objets collisionnés afin de donner une solidité aux objets et permettre des mouvements plus précis...). Nous présentons dans ce chapitre, tant d'un point de vue architectural, graphique et fonctionnel, le moteur de description et de gestion de scène qui a été conçu en illustrant chaque exemple en se basant sur le simulateur de chirurgie développé.

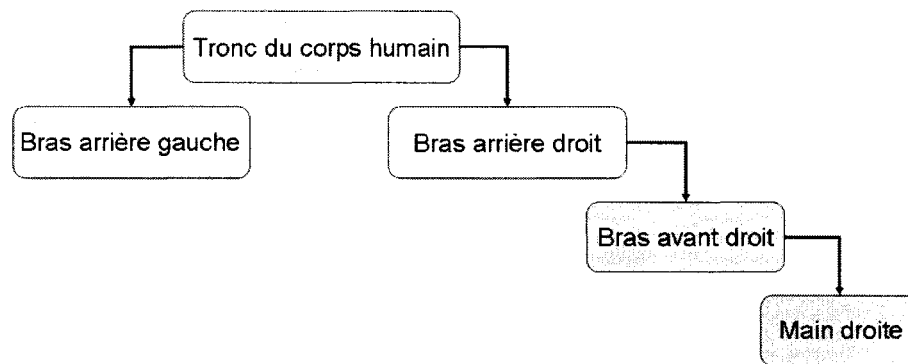
3.1 *Modèle interne de description de scène*

Dans cette section, l'architecture interne du moteur de description et de gestion de la scène est exposée. Le moteur se base sur une hiérarchie prédéterminée définissant les relations actuelles et possibles entre les objets. Plusieurs événements, comme la détection d'une collision entre deux entités ou l'application de forces externes, permettent de modifier l'état du graphe de scène et les propriétés intrinsèques aux objets le constituant. Tout au cours de la conception du moteur, l'architecture de la scène a été conservée dans un fichier des données indépendant de l'application (dont un exemple est au paragraphe 0) afin d'adopter un processus de développement permettant d'aboutir à un moteur général et réutilisable.

3.1.1 *Hiérarchie de classes d'objets*

La hiérarchie sur laquelle repose le moteur de description et de gestion de scène se base sur des relations parent-enfant communes aux graphes de scène standards. Toutefois, contrairement aux graphes de scène actuels définissant une hiérarchie entre objets (Figure 3.1), le graphe de scène du simulateur décrit les relations entre catégories

d'objets (Figure 3.2) afin non seulement de mémoriser les liaisons actuelles entre objets qui seront abordées au paragraphe 3.1.2 mais aussi afin d'être en mesure de déterminer lors de la simulation les relations possibles entre objets selon leur classe. En ce sens, le graphe de scène utilisé repose plus sur une hiérarchie de classes semblable à la programmation orientée objet que sur la logique des moteurs actuels. Ces relations constituent les fondations d'un script comportemental permettant à la scène d'évoluer selon plusieurs règles et événements. Les classes possèdent entre autres des attributs permettant de spécifier le nombre maximal d'objets enfants pouvant être attachés à un parent d'un type donné et inversement, et d'indiquer la possibilité de détruire et de créer automatiquement les liens entre objets de deux classes hiérarchiquement connectées lors de collision.



→ : est le parent de...

Figure 3.1 - Exemple de hiérarchie d'objets au sein d'un graphe de scène standard.

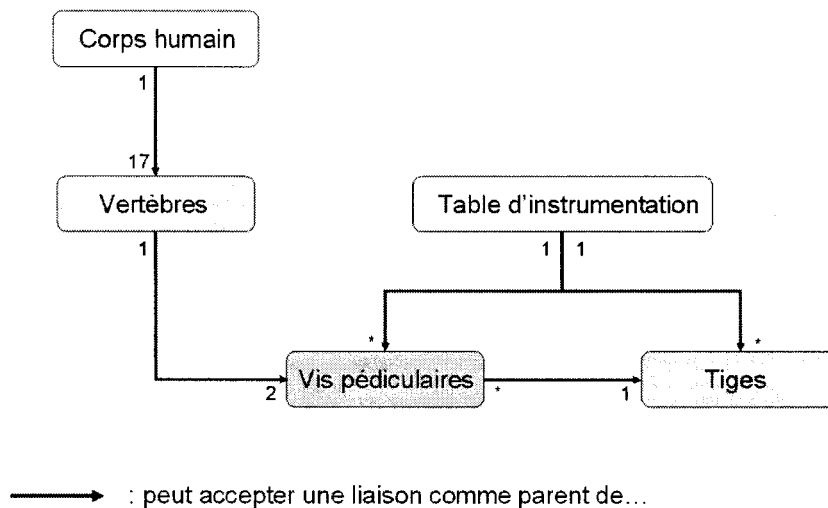


Figure 3.2 - Exemple de hiérarchie de classes au sein du graphe de scène utilisé dans le simulateur.

3.1.2 Liaisons d'objets

Les liens entre objets, qu'ils soient spécifiés lors de l'initialisation ou créés lors de la simulation en concordance avec les règles énoncées dans le fichier de données, permettent d'améliorer le réalisme de la scène en propageant par exemple les rotations et translations d'un objet parent à ses objets enfants ou en immobilisant un objet enfant inséré dans un objet parent. Les propriétés de propagation et de limitations des translations et rotations sont définies indépendamment pour plus de flexibilité.

3.1.3 Propriétés des objets

Plusieurs catégories d'objets ont été implémentées en vue de proposer un graphe de scène avancé et complet afin de maximiser ses possibilités de réutilisation. Outre les objets purement géométriques dont les descriptions sont conservées au sein de différents

fichiers VRML, des boutons (Buttons), lumières (Lights) et fenêtres d'affichage supplémentaires (Display) ont été introduits dans le graphe de scène du simulateur. Chaque catégorie d'objets possède des caractéristiques spécifiques et des caractéristiques communes aux autres (Figure 3.3).

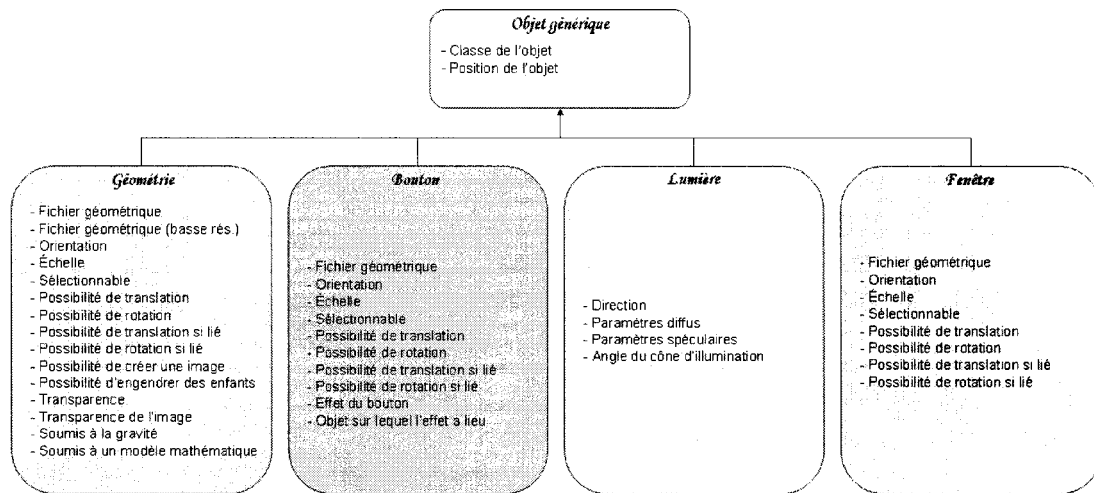


Figure 3.3 - Propriétés des catégories d'objets présentes au sein du simulateur.

Objets géométriques

Les objets géométriques constituent la majorité des objets d'une scène normalement constituée. Ces objets, dont la géométrie est conservée dans des fichiers VRML externes, permettent de définir la forme des entités en jeu dans le simulateur. Parmi ses caractéristiques géométriques, un objet peut spécifier sa translation initiale, son orientation et sa mise à l'échelle par rapport à sa description originale contenue dans le fichier VRML. Outre ces caractéristiques géométriques, des caractéristiques physiques peuvent aussi être définies notamment si l'objet est sélectionnable et donc si l'utilisateur

peut interagir directement avec celui-ci, s'il est déplaçable lorsqu'il est lié et lorsqu'il ne l'est pas, s'il est soumis à la gravité ou s'il obéit à un modèle mathématique.

À ces deux catégories de caractéristiques viennent s'ajouter des caractéristiques comportementales permettant, par exemple, à un objet d'engendrer des enfants identiques à lui-même, possédant les mêmes propriétés à l'exception de celle permettant d'engendrer des objets similaires. Ces différentes caractéristiques viennent étayer la vocation du moteur de description et de gestion de scène à être un moteur d'interactions avancé et non un simple graphe de scène.

Boutons

L'introduction de boutons virtuels permet de simuler des boutons réels (boutons d'une télécommande, interrupteur des lumières...) ou d'invoquer des commandes spécifiques qui seraient en principe lancées par l'intermédiaire d'un clavier. Ces boutons possèdent les mêmes caractéristiques de base que les objets géométriques soit une représentation physique dictée par différents fichiers VRML, une position, orientation et mise à l'échelle initiale ainsi que des restrictions sur leurs déplacements. Outre ces caractéristiques de base, les boutons possèdent aussi une fonctionnalité ainsi que l'identificateur de l'objet sur lequel agir. Actuellement, seules des fonctionnalités permettant d'interagir avec le facteur de grossissement des fenêtres supplémentaires sont implémentées.

Lumières

Le graphe de scène supporte aussi la définition de lumières ponctuelles de type conique. Ces lumières sont définies par leur position, leur vecteur d'orientation et leurs propriétés lumineuses (lumière spéculaire et diffuse projetées, angle d'ouverture du cône de lumière). Ces lumières n'ont toutefois pas de dimensions physiques à l'intérieur du monde virtuel.

Fenêtres d'affichage supplémentaires

Les fenêtres d'affichage supplémentaires constituent un espace où des images d'objets géométriques peuvent être projetées afin de fournir des vues supplémentaires de l'objet courant. Les vues proposées à l'intérieur de ces fenêtres représentent les projections orthogonales de l'objet actuel selon les trois axes principaux. La fenêtre offre aussi une vue centrale dont le point de vue est configurable. Ces fenêtres peuvent aussi être utilisées pour obtenir une vue grossie de l'objet courant. Un fichier VRML permet de délimiter l'espace occupé par la fenêtre d'affichage, fenêtre qui possède des caractéristiques de base identiques à celles des objets géométriques (position, orientation, mise à l'échelle initiale et restrictions sur la sélection et les déplacements).

3.1.4 Évènements

La sélection d'un objet, la détection d'une collision lors du déplacement d'une géométrie et l'application d'une force externe sur une entité constituent les trois types d'évènements pouvant modifier la structure de la scène ou l'état d'un objet. La hiérarchie des classes est quant à elle immuable. Lors de la sélection d'un objet, ce dernier peut soit engendrer une nouvelle entité qui sera insérée au sein du graphe de scène, soit briser les liens qu'il entretenait avec ses parents et enfants. S'il entre ensuite en collision lors de son déplacement avec d'autres objets, de nouveaux liens seront créés. Finalement, lors de l'application d'une force sur un bouton virtuel ou sur un objet régi par un modèle mathématique, la structure de la scène ainsi que les positions et propriétés des objets peuvent être modifiées.

3.1.5 Implémentation de la salle d'opération

Le schéma ci-dessous (Figure 3.4) propose une modélisation de l'état initial de la scène tel qu'elle est représentée en mémoire au lancement du simulateur de chirurgie. Ce schéma ne présente que les connexions inter-objets et la hiérarchie des catégories.

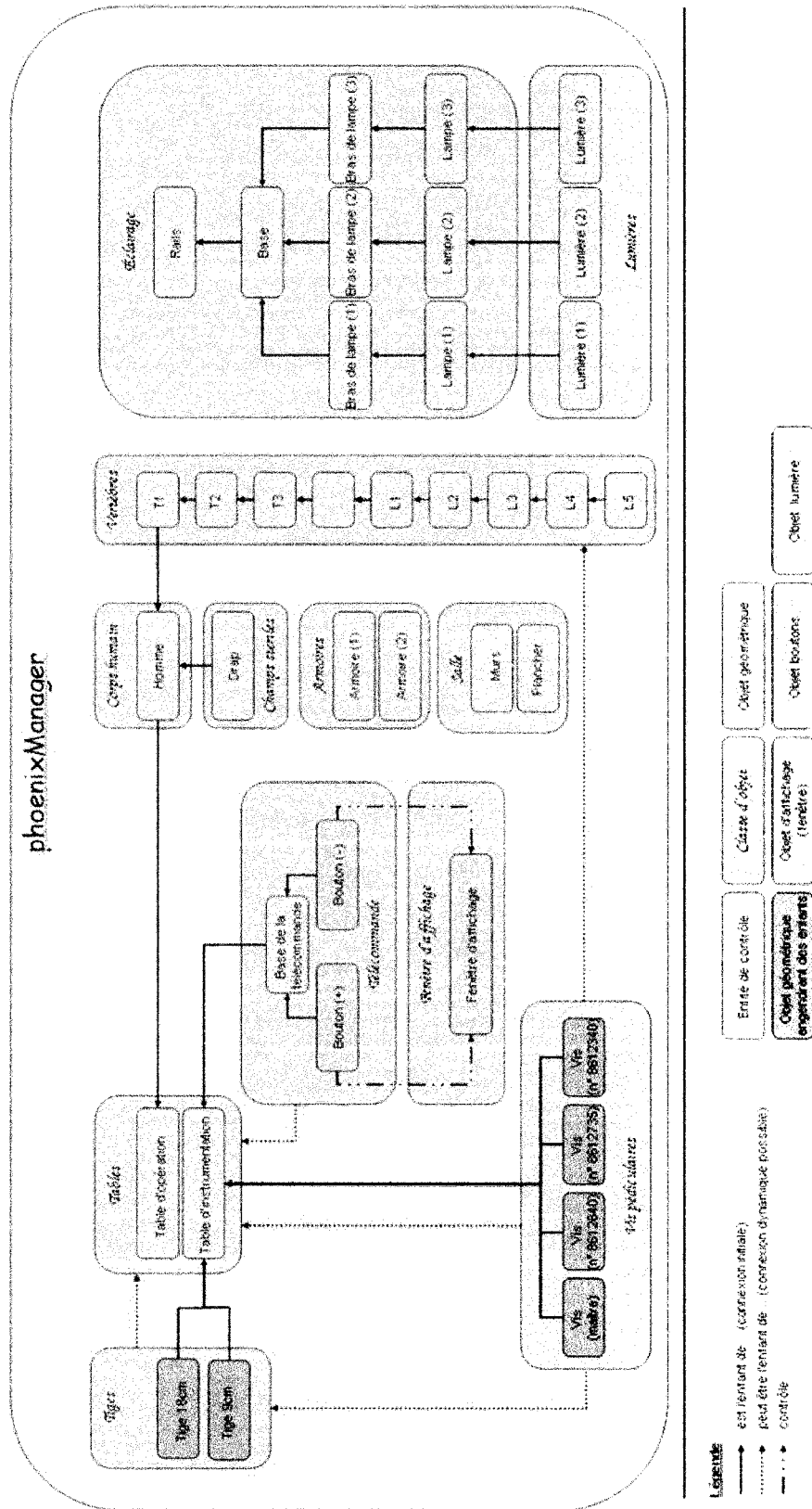


Figure 3.4 - Modélisation des liaisons inter-objets et de la hiérarchie des catégories à l'initialisation du simulateur.

3.2 Affichage de la scène

Une fois les fichiers VRML parcourus, les géométries de la scène initialisées et les listes d'affichage créées par chaque processus d'affichage, la projection de chaque objet sur les écrans est réalisée par l'intermédiaire de la librairie OpenGL 1.2. Les librairies CAVELibs se chargent du calcul de la perspective et déterminent pour chaque écran le point de vue à générer en fonction de la position de l'utilisateur. Nous présentons dans cette section les différents objets présents au sein du simulateur de chirurgie ainsi que les fonctionnalités d'affichages incorporées dans le moteur de gestion de scène.

3.2.1 Description des modèles géométriques

Les objets présents au sein de la salle d'opération virtuelle peuvent se scinder en deux catégories : les objets essentiels à la planification d'une intervention chirurgicale du rachis et ceux permettant d'accroître le réalisme et le sentiment d'appartenance de l'utilisateur.

Objets essentiels à la simulation de la chirurgie

Parmi les objets essentiels à la simulation de la chirurgie, nous retrouvons la reconstruction de la colonne vertébrale spécifique au patient présentée plus tôt (Figure 2.8) ainsi que les différents implants permettant de corriger la déformation scoliothique du rachis. Parmi ces implants, nous retrouvons les trois différents types de vis fournis par Medtronic Sofamor-Danek (Figure 2.7) et des modèles de tiges métalliques propriétaires

(Figure 3.5). Ces tiges métalliques, disponibles en deux formats (diamètre identique, longueurs de 9 ou 18 cm) dans le cadre de l'élaboration du premier prototype de simulation chirurgicale, permettent de supporter la correction apportée à la colonne vertébrale. Comme il n'existe aucun standard VRML définissant des NURBS (Non Uniform Rational B Spline), les tiges ont été décrites selon un format VRML basé sur un amendement proposé au langage en 2001 (Joint Technical Committee ISO/IEC JTC 1 Information technology 2001). Ce format définit la position des points de contrôle des NURBS dictant dans notre cas la forme des tiges métalliques. Ces dernières sont représentées graphiquement par une série de cylindres placés le long de la spline de Catmull-Rom passant par ces points. Parmi toutes les splines, une spline de Catmull-Rom a été préférée de par sa simplicité d'évaluation et de par le fait qu'elle assure un passage par les points de contrôle, ce qui permet à un utilisateur inexpérimenté de modéliser intuitivement les tiges.



Figure 3.5 - Tige métallique virtuelle non déformée.

Objets environnementaux rehaussant le réalisme

Le mobilier, l'éclairage et le patient virtuel présent dans la salle d'opération permettent d'accroître le réalisme de l'environnement. Basé sur une salle d'opération de l'hôpital Sainte-Justine, le mobilier présent dans la salle virtuelle propose une salle d'opération (murs et plancher), une table d'opération, une table d'instrumentation, un système d'éclairage articulé complet, des armoires et un espace pour visionner les radiographies. Une image montrant les différents modèles et leur positionnement est présentée ci-dessous (Figure 3.6). Ces modèles ont été créés et texturés sous 3D Studio (Discreet Logic) et exportés en VRML.

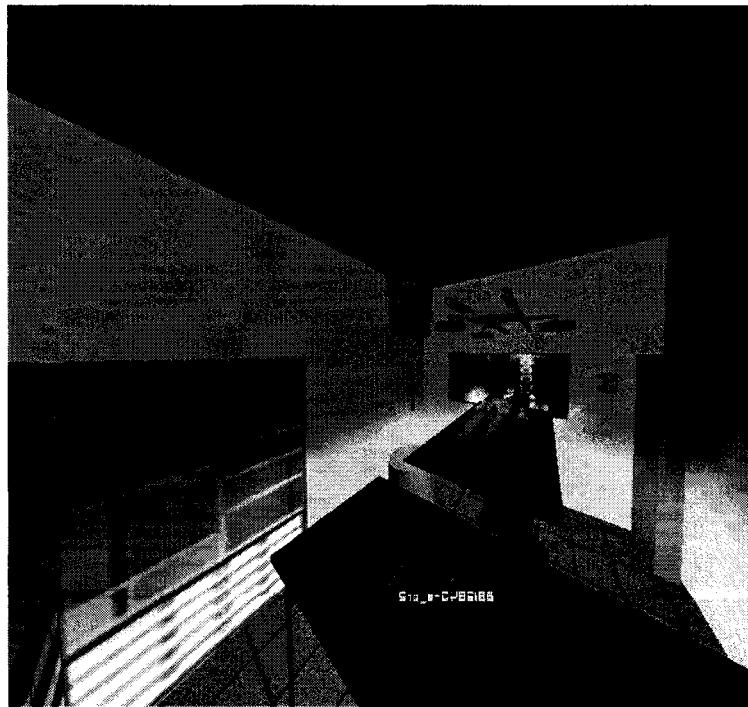


Figure 3.6 - Salle d'opération virtuelle en mode simulateur.

3.2.2 Indices visuels

Pour obtenir une interface intuitive, différents indices visuels ont été incorporés au moteur de gestion de scène. Ces indices visuels permettent à l'utilisateur d'obtenir un retour d'informations lui permettant de repérer rapidement l'objet courant dans le monde tridimensionnel, de connaître son identité et de prendre conscience des différentes possibilités que cet objet peut offrir.

Une ligne indicatrice s'étend de la main de l'utilisateur jusqu'à l'objet courant, qu'il s'agisse de l'objet sélectionné ou de l'objet le plus proche avec lequel l'utilisateur pourrait interagir. Cette ligne indicatrice permettant d'indiquer la direction dans laquelle l'objet se trouve est secondée par un clignotement de ce dernier qui permet de le distinguer dans un amalgame. Ces deux indices visuels permettent par exemple à l'utilisateur de repérer rapidement un objet de petite taille, comme une vis pédiculaire, au sein de la salle d'opération (Figure 3.7).

Le nom de différentes entités est aussi affiché juste avant qu'une de ces dernières ne soit sélectionnée, permettant ainsi à l'utilisateur d'identifier clairement le type de vis sélectionnée ou la vertèbre courante. Le nom est affiché en trois dimensions, faisant toujours face à l'utilisateur (Figure 3.8).

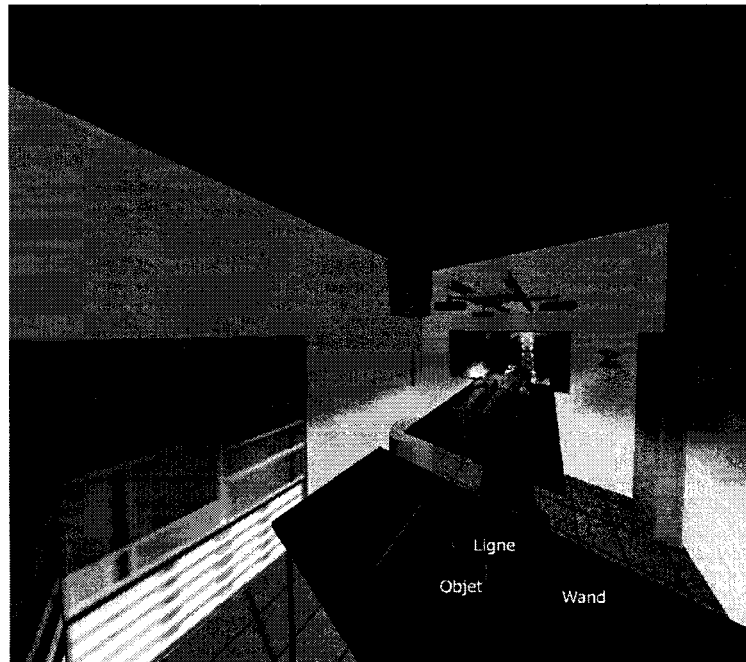


Figure 3.7 - Illustration des indices visuels (ligne indicatrice et clignotement de l'objet courant, en mode simulateur monoscopique).



Figure 3.8 - Illustration des indices visuels (nom de la vis pédiculaire insérée dans une vertèbre, dans la CAVE en mode stéréoscopique) .

3.2.3 Gestion automatique des détails

Comme exposé à la section 2.2.1, le matériel actuel sur lequel repose le simulateur de chirurgie ne peut gérer théoriquement que 216 000 polygones. En considérant que le modèle initial de la colonne vertébrale comportait plus de 330 000 polygones, l'affichage du rachis uniquement se produisait à moins de 10 images par seconde, procurant de ce fait une expérience en immersion saccadée. C'est pour cela qu'une gestion intelligente des détails des modèles a été incorporée dans le moteur d'interactions. Cette gestion se base sur la présence de fichiers VRML de haute et de basse résolution pour les modèles comportant un nombre initial élevé de polygones. Pour ces modèles, les listes d'affichages de haute et de basse résolution sont créées lors de l'initialisation de l'application. Lors de la simulation, l'utilisation des modèles de basse résolution est toujours préconisée à l'exception de l'objet courant et de ceux avec lequel ce dernier entre en collision. La diminution de la qualité des objets ne se fait ainsi pas au détriment de l'expérience de l'utilisateur car tous les objets affichés en basse résolution sortent de son champ d'intérêt, tandis que les objets qu'il manipule sont affichés en haute résolution, ce qui permet de mieux apprécier l'insertion d'une vis à l'intérieur d'un pédicule par exemple. Un niveau de détail dynamique aurait aussi pu être adopté à l'instar d'une basse résolution fixe, mais ce dynamisme est coûteux au niveau des opérations à effectuer et les algorithmes courants se basent sur la distance entre l'utilisateur et les objets pour déterminer le niveau de détail requis. Ceci n'aurait pas été adapté à notre cas où la distance est confinée à un cube de trois mètres d'arête représentant la salle d'opération virtuelle. La figure ci-dessous (Figure 3.9) présente la

colonne vertébrale utilisée au sein du simulateur de chirurgie. La colonne de droite constitue la colonne originale (336730 polygones) tandis que celle de gauche est la colonne basse résolution (67346 polygones) utilisée la majorité du temps dans le simulateur. Comme les vertèbres sont des objets indépendants, seul la vertèbre courante sera affichée en haute résolution.

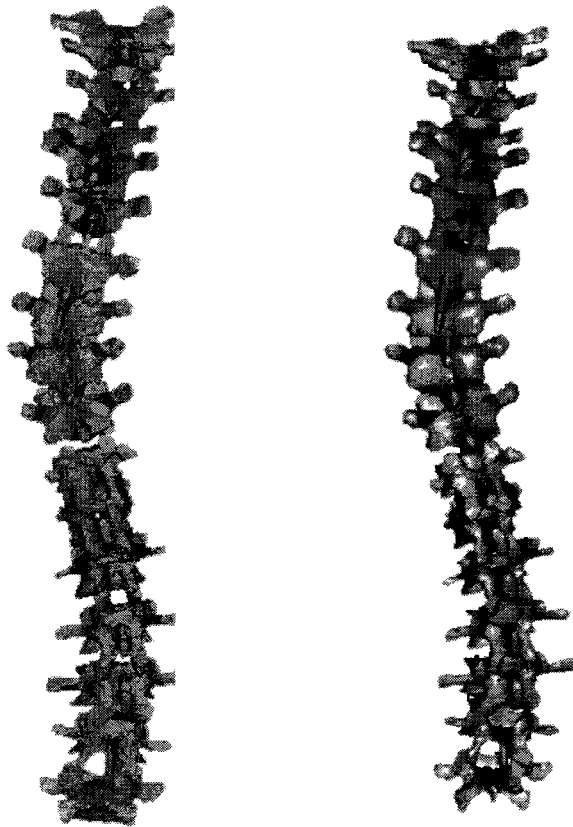


Figure 3.9 - Modèle tridimensionnel de la colonne vertébrale
Gauche- Basse résolution (réduit à 80%); Droite- Haute résolution (336730 polygones)

Afin de diminuer le plus possible le nombre de polygones affichés en tout temps, une technique de regroupement des objets a aussi été implémentée. Ainsi, tous les implants de même nature disposés sur la table d'instrumentation, notamment les différents types de vis pédiculaires et de tiges métalliques, sont regroupés sous deux racines. Seul ces racines sont affichées constamment dans la CAVE et ce n'est que lorsque l'utilisateur en approche sa main que tous les types de vis ou de tiges apparaissent. Cette technique est secondée d'un système de création et de destruction dynamique des objets. Ce système repose sur des objets géniteurs capables d'engendrer des enfants utilisables. À l'initialisation du simulateur, seuls ces géniteurs, constitués des différents types de vis et de tiges, sont présents sur la table d'instrumentation, regroupés sous leur racine respective. Ce n'est que lorsque l'utilisateur sélectionne un de ces objets qu'un objet enfant utilisable est créé. La destruction dynamique détruit tout objet tombant au sol, limitant ainsi le nombre d'objets présents dans la scène et diminuant le coût de parcours des listes et le nombre de polygones à afficher.

3.2.4 Aide au positionnement des implants

Le système de fenêtres d'affichage supplémentaires est utilisé dans le cadre du simulateur de chirurgie afin de proposer à l'utilisateur une vue grossie de l'implant sélectionné et de la vertèbre de laquelle il s'approche en transparence. Ce système permet ainsi de guider correctement l'approche des implants mais aussi de revoir la position de chaque vis au sein des pédicules. Quatre vues différentes sont proposées: trois projections orthogonales selon les axes principaux et une vue centrale configurable (Figure 3.10).

Deux boutons positionnés sur une télécommande permettent d'augmenter ou de diminuer le facteur de grossissement des différentes vues.



Figure 3.10 - Système de guidage de vis pédiculaires (simulateur).

3.3 Engin d'interactions en réalité virtuelle

Après avoir présenté précédemment l'architecture interne du moteur d'interactions et décrit la scène projetée dans la CAVE, cette section s'attarde sur les fonctionnalités implémentées. Elle aborde tant l'interface utilisateur que le comportement mathématique et algorithmique conditionnant l'évolution de la scène en proposant parfois quelques pistes d'améliorations futures. Seules les fonctionnalités spécifiques au simulateur en réalité virtuelle seront exposées. Les fonctionnalités habituelles comme le chargement et la sauvegarde de l'état actuel de la scène ne seront pas présentées.

3.3.1 Interactions avec les objets

L'interaction avec les objets virtuels de la scène se fait actuellement par l'intermédiaire de la souris tridimensionnelle (*wand*) présentée à la section 2.2.1. Cette souris, schématisée ci-dessous (Figure 3.11), présente trois boutons poussoirs et un contrôleur analogique.

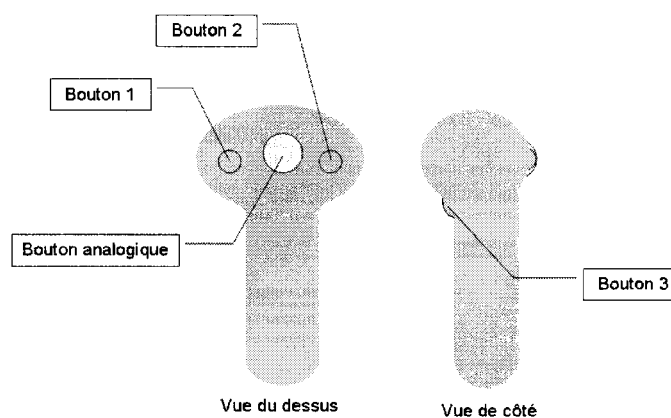


Figure 3.11 - Schéma de la souris tridimensionnelle identifiant ses composants.

L'interface proposée à l'utilisateur associe un bouton par catégorie d'actions afin de minimiser la charge mentale associée à l'utilisation de la souris. Le troisième bouton de la souris est associé à la sélection d'objet. Il s'agit d'une sélection « *drag and drop* » permettant à l'utilisateur de sélectionner l'objet désiré en appuyant sur le bouton et de le relâcher en désengageant le bouton. Le deuxième bouton est associé à l'application d'une force, que ce soit sur un bouton virtuel ou sur un objet géométrique de la scène obéissant à un modèle mathématique (une vis pédiculaire insérée dans une vertèbre, une tige métallique...). Le premier bouton est associé à la création et la destruction de liens entre

objets. Toutefois, si le fichier de données stipule toutes les relations possibles entre les catégories d'objets, ce bouton devient désuet et ne sert alors qu'à forcer ou briser une liaison non naturelle. Dans le cadre du simulateur de chirurgie, ce bouton ne devrait pas être utilisé car le fichier de données décrit toutes les liaisons normales entre objets et le simulateur se charge donc de les gérer automatiquement comme cela sera abordé à la section 3.3.4. Le bouton analogique permet finalement de manipuler les vues supplémentaires proposées à l'utilisateur en le laissant modifier le point de vue qu'il désire obtenir.

Une fois un objet sélectionné, le repéreur électromagnétique fixé au bas de la souris permet de suivre les mouvements de la main de l'utilisateur. En obtenant les nouvelles positions et orientations de la main de l'utilisateur, une nouvelle matrice de transformation comportant à la fois les translations et rotations du poignet est calculée à chaque acquisition. Cette matrice est ensuite combinée à la matrice actuelle de transformation de l'objet courant afin de le déplacer et l'orienter selon les mouvements de l'utilisateur. Les rotations sont appliquées non pas par rapport au centre de l'objet mais par rapport au poignet de l'utilisateur. En effet, comme le corps de l'utilisateur et ses mains peuvent obstruer son champ de vision et parfois même la projection des images au plancher, il est toujours préférable de conserver une certaine distance entre l'objet courant et la souris lors de la sélection. Face à cette sélection à distance, il devient plus intuitif de modifier l'orientation de l'objet non pas par rapport au centre de l'objet actuel mais bien par rapport au poignet de l'utilisateur qui interagit avec le monde virtuel par

l'intermédiaire de la ligne indicatrice présenté à la section 3.2.2 pouvant alors être assimilée à un outil au bout duquel les objets sont attachés.

Les forces appliquées sont calculées de manière identique au déplacement d'objets. Lors de l'application d'une force sur un objet lié à un modèle mathématique (que ce soit le modèle biomécanique ou celui régissant la déformation des tiges), le vecteur de translation est transmis au modèle qui est chargé de le transformer en force en appliquant un facteur de proportionnalité. Tant qu'un système de retour d'efforts ne sera pas utilisé, ce facteur de proportionnalité constituera la seule méthode d'évaluation des forces en présence. Quant aux forces ponctuelles appliquées par exemple sur un bouton virtuel, elles ne font que générer un évènement au niveau du moteur d'interactions et aucune force physique ne leur est associée.

3.3.2 Sélection automatique

Le système de sélection d'objets est commun dans la majorité des applications de visualisation scientifique en milieu immersif. Ces applications préconisent une sélection directe des objets, c'est-à-dire qu'un objet ne peut être sélectionné que si le capteur du champ électromagnétique attaché à la souris se situe à l'intérieur de son volume de sélection. Cette méthode fonctionne bien pour objets de tailles raisonnables et comme ces applications ne tentent pas de simuler un milieu réel, le réalisme et la précision des mouvements n'est pas de première importance et il est possible par exemple de lâcher un objet pour le sélectionner d'une autre façon afin de ne plus obstruer son affichage par la souris. Ce système de sélection s'applique toutefois mal aux simulateurs où des lois physiques telle la gravité rendrait fastidieux le fait de lâcher un objet afin de le re-

sélectionner d'une autre manière. De plus, dans le cadre du simulateur de chirurgie actuel où des vis pédiculaires de quelques centimètres constituent les objets principaux, cette méthode de sélection directe serait complètement inappropriée, ne serait-ce qu'en considérant en plus les erreurs de repérage électromagnétique. C'est pour ces raisons qu'un système de sélection automatique a été implémenté. Ce système propose à l'utilisateur l'objet le plus proche de sa main, tout en considérant une distance d'interaction maximale, ce qui lui permet d'avoir facilement accès à n'importe quel objet, indépendamment de sa taille. De plus, ce système supporte une sélection à distance ce qui diminue grandement les problèmes d'obstruction pouvant surgir par exemple lors de l'insertion d'un implant.

3.3.3 Détection de collisions

Le système de détection de collisions qui est à la base de la gestion des liens inter-objets repose sur des boîtes de délimitation (*bounding boxes*). Ces boîtes sont calculées lors de la lecture des fichiers VRML et leurs limites parallélépipédiques sont fixées à la position maximale des sommets selon les trois axes principaux, tant dans le domaine positif que négatif. Une fois ces boîtes calculées, leurs limites sont mises à jour lors du positionnement et de l'orientation initiales de chaque objet. Comme tous les objets de la scène à l'exception des tiges métalliques sont géométriquement statiques, les boîtes sont indéformables et seul leur position et orientation sont modifiées lors de la manipulation. Ces modifications sont apportées à chaque déplacement d'objet, pour l'objet courant, et sont répercutés récursivement sur les objets auxquels il est attaché. Les modifications à

apporter sont calculées en fonction des translations et rotations appliquées sur l'objet courant (Figure 3.12).

Quant aux tiges métalliques, les boîtes de délimitation sont recalculées à chacun de leur déplacement tout comme les objets géométriques statiques mais aussi lors de leur déformation. Durant ces dernières, les limites sont recalculées à chaque acquisition des mouvements de l'utilisateur en se basant sur la nouvelle position des points de contrôle de la spline. Les positions maximales des points de contrôle selon les trois axes principaux, tant dans le domaine positif que négatif, sont utilisées pour calculer les limites de chaque boîte.

La détection de collision est déterminée lorsque deux ou plus boîtes de délimitation entrent en contact. D'un point de vue mathématique, la détection de collision entre deux entités se fait en déterminant si un des huit sommets de la première boîte est compris entre les six plans formant la deuxième et vice-versa.

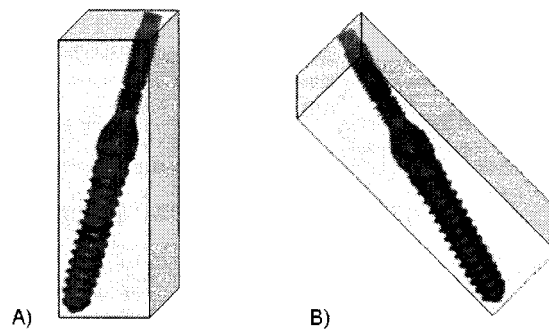


Figure 3.12 - Représentation des boîtes de délimitation
A- Boîte de délimitation initiale; B- Boîte de délimitation mise à jour selon les mouvements de l'objet.

Bien que le calcul des boîtes de délimitation et la détection des collisions soient extrêmement rapides de cette façon, l'utilisation de boîtes de délimitation parallélépipédiques peut entraîner de grandes erreurs au niveau de la collision inter-objets. En effet, si les objets ne sont pas initialement décrits selon les axes principaux dans les fichiers VRML, la précision des boîtes parallélépipédiques diminue car l'enveloppe de l'objet n'est plus optimale. De plus, lors de la déformation des tiges, les boîtes de délimitation de ces objets peuvent ne plus les englober. Ceci est tributaire de la méthode de calcul des enveloppes qui ne prend en compte que la position des points de contrôle et non la courbe entre ceux-ci. Lors de travaux futurs, il faudrait recourir à des enveloppes convexes (*convex hulls*) afin de diminuer de telles erreurs ou mieux encore, détecter les collisions entre polygones mais ceci serait très coûteux.

3.3.4 Création et destruction de liens

La création et la destruction de liens permettent de gérer des amalgames d'objets et de propager des transformations. La gestion des liens se base sur les hiérarchies entre catégories d'objets définies dans le fichier de données. Lors de la sélection d'un objet, tous les liens qu'il entretenait avec ses parents et enfants sont détruits. Cette destruction est automatique et ne supprime que les liens qui peuvent l'être automatiquement comme spécifié dans le fichier de configuration (Figure 3.13). Pour gérer cette destruction, tous les membres de la famille de l'objet courant sont parcourus lors de la sélection de ce dernier. Pour chaque membre, une interrogation est exécutée sur la catégorie à laquelle il appartient. Si cette catégorie supporte une destruction automatique de liens avec la catégorie de l'objet courant, la suppression a lieu.

En ce qui a trait à la création, cette dernière est exécutée lors du relâchement d'un objet. Une fois l'objet relâché, une détection de collision est lancée et, pour chaque objet collisionné, une interrogation est exécutée sur la catégorie à laquelle il appartient. Si cette catégorie supporte une création automatique de liens avec la catégorie de l'objet courant, la génération a lieu.

```

=====
Objects relationships
=====
Hierarchies:
ParentList: VertebraeList
ChildList: ScrewsList
ChildToParentMaximumNumberOfLinks: 1
ChildToParentAutoLink: yes
ChildToParentAutoDeLink: yes
ChildToParentPropagateForces: yes
ParentToChildAutoLink: no
ParentToChildAutoDeLink: no
DisplacementPrecisionFactor: 2
RotationPrecisionFactor: 3
Mode: Onto
CREATE!

Hierarchies:
ParentList: TablesList
ChildList: RodsList
ChildToParentAutoLink: yes
ChildToParentAutoDeLink: yes
ParentToChildAutoLink: no
ParentToChildAutoDeLink: no
Mode: Onto
CREATE!

```

Figure 3.13 - Exemple de spécification de hiérarchie de catégories d'objets (Création et destruction automatiques de liens).

3.3.5 Positionnement automatique

Le positionnement automatique est une option pouvant être activée et utilisée pour prépositionner un objet à un emplacement spécifique. Dans le cadre du simulateur de chirurgie, cette option est utilisée afin d'accélérer le processus d'insertion des vis pédiculaires pour que le chirurgien puisse se concentrer sur l'interrogation du modèle biomécanique plutôt que sur l'emplacement des implants. Cette option peut toutefois être désactivée afin de laisser par exemple un médecin résident se pratiquer à l'insertion

d'implants et à la prise de repères anatomiques. Les positions d'insertion utilisées sont celles décrites à la section 2.2.3.

Lors du déplacement d'un objet, des détections de collisions sont exécutées à chaque acquisition des mouvements de l'utilisateur. Si lors d'un déplacement, l'objet courant passe d'un état de non collision à un état de collision avec un autre objet, une interrogation est exécutée sur la présence de points d'ancrage sur l'objet collisionné, réservés pour les entités de la catégorie de l'objet actuel. Si des points d'ancrage existent, celui le plus proche par rapport au centre de l'objet courant sera sélectionné et ce dernier sera translaté à la position identifiée. De cette façon, lorsqu'une vis pédiculaire pénètre dans la boîte de délimitation d'une vertèbre, elle est directement positionnée dans le pédicule le plus proche. Il est toutefois possible ensuite d'altérer la position et l'orientation proposée en re-sélectionnant l'objet et en le manipulant comme désiré.

3.3.6 Démultiplication des mouvements

Comme il est difficile dans un environnement immersif de contrôler efficacement ses gestes alors que les objets manipulés n'ont aucun poids ni solidité et ce, sans compter les erreurs fluctuantes dues au repérage magnétique, il est ardu de positionner un objet exactement à la position désirée, notamment une vis au sein d'un pédicule de quelques millimètres. C'est pour ces différentes raisons que le positionnement automatique exposé à la section 3.3.5 a été adopté. Toutefois, cet automatisme ne solutionne pas entièrement la difficulté de contrôle des mouvements si l'utilisateur décide de le désactiver ou de corriger la position et l'orientation proposées. Un système de démultiplication des mouvements a donc été introduit afin de diminuer les vibrations des gestes de l'utilisateur

et les erreurs fluctuantes du champ magnétique. Lors de la spécification de la hiérarchie des classes, il est possible de spécifier que les mouvements, tant en translation qu'en rotation, soient démultipliés lorsque deux entités de deux classes entrent ou sont en collision (Figure 3.14).

```

=====
Objects relationships
=====
Hierarchies:
ParentList: VertebraeList
ChildList: ScrewsList
ChildToParentMaximumNumberOfLinks: 1
ChildToParentAutoLink: yes
ChildToParentAutoDelink: yes
ChildToParentPropagateForces: yes
ParentToChildAutoLink: no
ParentToChildAutoDelink: no
DisplacementPrecisionFactor: 2
RotationPrecisionFactor: 3
Mode: Onto
CREATE?

```

Figure 3.14 - Exemple de spécification de hiérarchie de catégories d'objets (Démultiplication des mouvements).

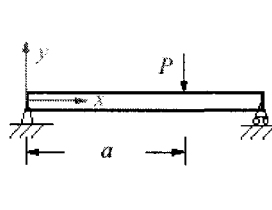
3.3.7 Simulation de lois physiques

Le moteur de gestion de scène développé gouverne aussi quelques lois physiques rudimentaires. Une simulation de gravité a été incorporée afin non seulement d'apporter un réalisme supplémentaire à l'application mais aussi afin de supporter les différentes fonctionnalités de création et destruction dynamiques de liens et d'objets. Il est donc possible dans le fichier de données de spécifier si un objet est soumis à la gravité. Si tel en est le cas, lorsque ce dernier sera relâché, la création de liens automatique sera appelée. Si celle-ci ne peut trouver d'objets collisionnés avec lesquels lier l'objet courant, ce dernier sera soumis à la force de gravité qui le fera chuter, soit jusqu'à toucher le sol, soit jusqu'à entrer en collision avec un autre objet. Si l'objet touche le sol, il sera détruit

comme stipulé à la section 3.2.3. S'il collisionne par contre avec un autre objet, les deux seront liés et la chute sera arrêtée. Cet ajout de simulation gravitationnelle permet de simplifier l'interface. Dans un premier temps, il permet de ne pas avoir de boutons (tant virtuels qu'attribués sur la souris) supplémentaires afin de détruire un objet qui n'est plus nécessaire. Dans un deuxième temps, il permet à l'utilisateur de ne pas se concentrer sur l'implémentation du moteur dictant que seul deux objets collisionnant peuvent être liés. Ainsi, il n'est par exemple pas nécessaire de sa part de positionner exactement une vis sur la table lorsqu'il la dépose afin que les deux soient liées. La simulation de gravité permettra de corriger la situation en faisant tomber la vis sur la table si la première est trop haute pour lier les deux ensuite.

Le moteur d'interactions incorpore aussi des déformations de poutres métalliques. Les tiges ainsi créées peuvent être déformées selon des propriétés mécaniques standards. Par souci de simplification, le comportement des tiges métalliques a été assimilé à de petites déformations élastiques. Cela permet d'appliquer le principe de superposition et d'additionner relativement simplement chaque nouvelle force exercée aux autres forces en présence lors du modelage. Le modèle interne de chaque tige conserve en mémoire les forces appliquées en trois dimensions à chaque point de contrôle. La position de chaque point de contrôle est ensuite obtenue en calculant la déformation exercée par les forces selon les trois axes principaux indépendamment (Figure 3.15). Comme nous ne disposons dans la CAVE que d'une seule souris, chaque tige est supposée simplement supportée à ses deux extrémités et seuls les points de contrôle intermédiaires peuvent être déplacés. Ce modèle, de par ses simplifications, introduit des erreurs au niveau comportemental des

tiges mais propose une réponse plus fidèle qu'un simple modelage graphique de spline n'obéissant à aucune propriété.



$$y(x) = \begin{cases} -\frac{(L-a)Px(-a^2+2La-x^2)}{6EIL} & \text{si } 0 \leq x \leq a \\ \frac{aP(L-x)(a^2+x^2-2Lx)}{6EIL} & \text{si } a \leq x \leq L \end{cases}$$

où **L** est la longueur de la poutre (m),
P est la force exercée en (N),
a est la distance du point par rapport à l'origine où est exercée la force (m),
E est le module de Young de la tige (fixé à 10^{11} Pa),
I est le moment d'inertie de la tige (fixé à 7.85×10^{-7} m⁴ pour une section circulaire de rayon 1 cm)

Figure 3.15 - Calcul de la déflexion d'une tige selon l'axe des y.

3.4 État actuel d'avancement du moteur d'interactions en réalité virtuelle

Le développement d'un moteur de gestion de scène spécifique à la CAVE, tant d'un point de vue interactif qu'architectural, a permis d'aboutir à une plateforme réutilisable qui a notamment été mise à profit lors de l'élaboration du simulateur de chirurgie. De par son aspect général et modulaire, ce moteur permet de supporter le développement futur de quelconques simulateurs en milieu immersif. Ce sont ces résultats qui sont présentés dans cette section.

3.4.1 Salle d'opération en réalité virtuelle

En combinant les modèles géométriques présentés aux sections 2.2.2 et 3.2.1, la géométrie d'une salle d'opération virtuelle axée principalement sur l'instrumentation du rachis a été obtenue (Figure 3.16).



Figure 3.16 - Salle d'opération virtuelle (CAVE, en mode monoscopique).

3.4.2 Manipulation d'objets

En se basant sur le moteur d'interactions décrit plus tôt et en élaborant une configuration spécifique (0) déterminant les différentes relations inter-objets et actions permises au sein de la salle d'opération virtuelle, l'utilisateur peut interagir réalistiquement avec n'importe quelle entité, qu'il s'agisse des implants (Figure 3.17),

objets centraux à l'instrumentation du rachis scoliotique, ou du matériel afin de le disposer selon une configuration qui lui est propre (Figure 3.18).

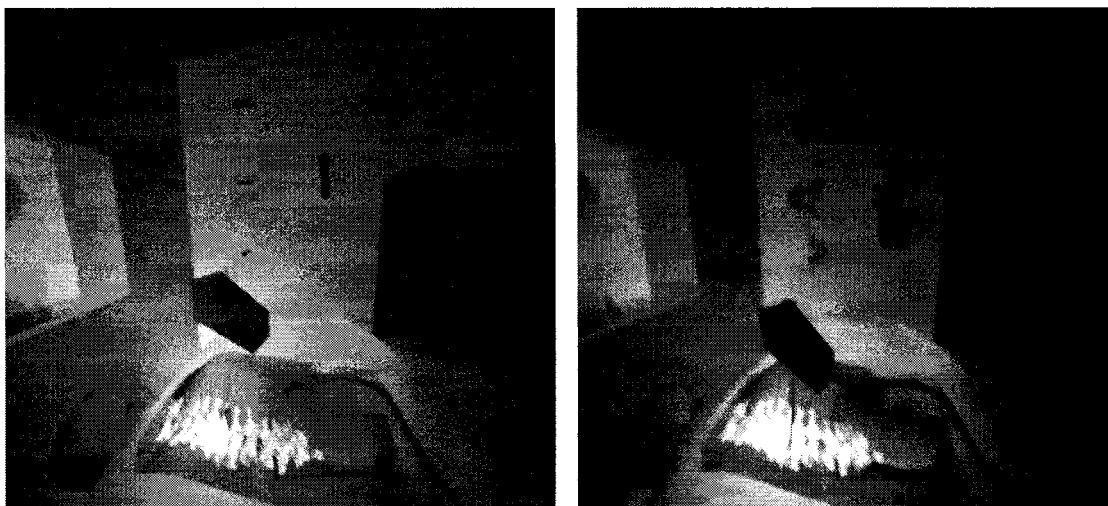


Figure 3.17 - Insertion d'une vis pédiculaire (simulateur).

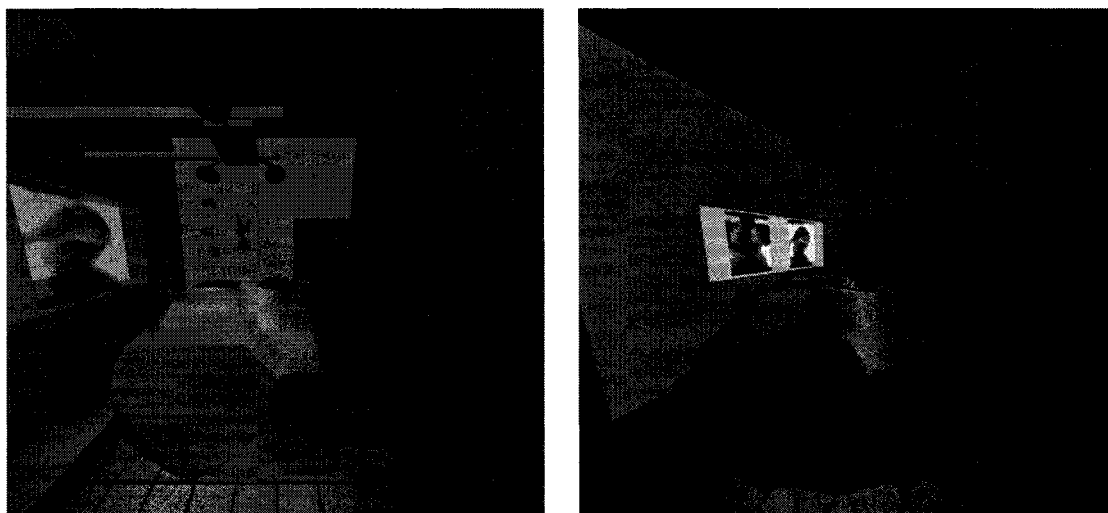


Figure 3.18 - Orientation de la table d'opération par l'utilisateur (simulateur).

3.4.3 Réutilisation de l'interface développée

Même si le moteur de gestion de scène et d'interactions a été développé afin de répondre à une problématique spécifique d'instrumentation du rachis scoliotique en réalité virtuelle, son architecture a été gardée modulaire et générale comme explicité dans ce chapitre. Il est donc aisé, en ne modifiant que le fichier de données et les objets géométriques, de proposer à l'utilisateur un environnement géométrique et comportemental complètement différent d'une salle de chirurgie. Par exemple, il est ainsi possible de bâtir rapidement une pièce d'une maison proposant ses propres méthodes d'interactions avec les objets environnants.

Exemple de fichier de données

Le fichier de données décrivant la salle d'opération est joint en annexe (Annexe I). Ce fichier permet de spécifier les objets à charger ainsi que leurs propriétés tant géométriques que comportementales comme illustré à la section 3.1.

Chapitre 4: Modèle biomécanique de l'instrumentation du rachis scoliothique

Après avoir présenté dans le chapitre 3 le moteur d'interactions général sur lequel s'appuie l'environnement de la salle d'opération, le chapitre actuel expose le modèle biomécanique avec lequel l'environnement virtuel communique afin de simuler les déplacements des vertèbres lors de l'application de forces correctrices. Dans un premier temps, le modèle biomécanique initial ainsi que les modifications qui y ont été apportées sont décrites avant d'expliquer, dans un deuxième temps, l'incorporation du modèle au sein du simulateur et l'interface permettant à ces deux entités de communiquer. Finalement, comme il n'est pas du ressort de cette recherche de développer un modèle mathématique précis mais bien de proposer une interface permettant d'interagir avec n'importe quel modèle, ce chapitre conclut en présentant non pas une étude de la fiabilité du modèle mais plutôt une présentation du modèle en action et une étude des facteurs critiques à un simulateur en réalité virtuelle tel le temps de réponse.

4.1 *Modèle mathématique*

Cette section présente le modèle mathématique simulant les réponses de la colonne vertébrale en fonction des forces qui sont appliquées sur différentes vertèbres comme une entité séparée du simulateur de chirurgie. Le modèle initial est abordé en premier lieu

pour identifier ensuite les diverses modifications qui y furent apportées afin de pouvoir l'incorporer au sein de la salle d'opération virtuelle.

4.1.1 Modèle initial

Le modèle initial sur lequel se base la simulation de l'instrumentation du rachis scoliose a été présenté à la section 2.2.4. Il s'agit d'un modèle éléments finis purement mathématique prenant en compte la non-linéarité des réponses biomécaniques et la non-homogénéité du rachis, tant élastique que géométrique. Le modèle initial est composé de 5 vertèbres de dimensions identiques (L5 à L1), représentées par des poutres rigides, et de quatre disques intervertébraux, représentés par des poutres élastiques (Figure 2.10). Le modèle calcule les translations subies par chaque élément du rachis en fonction de forces tridimensionnelles appliquées au centre des vertèbres. Ce modèle est le modèle biomécanique de base avec lequel les fonctionnalités et l'architecture du simulateur de chirurgie ont été testées. Il constitue le modèle préliminaire à celui proposé par Aubin et al. dans *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* (Aubin et al. 2003).

4.1.2 Modifications apportées au modèle

Plusieurs modifications ont été apportées au modèle biomécanique afin qu'il puisse non seulement refléter correctement la morphologie du patient actuellement simulé mais aussi efficacement représenter les manœuvres d'instrumentation du rachis.

Comme le modèle initial ne travaillait que sur 5 vertèbres (L1 à L5) et que la reconstruction tridimensionnelle du rachis utilisée au sein de l'environnement virtuel en comporte 17 (T1 à L5), le modèle a été étendu à 17 poutres rigides et 16 élastiques. La morphologie et les dimensions de la colonne simulée ont aussi été prises en compte lors de l'initialisation du modèle biomécanique en identifiant la position du centre des plateaux de chaque vertèbre sur la reconstruction tridimensionnelle (Figure 4.1). En ce qui a trait aux propriétés biomécaniques, elles sont identiques à celles proposées par Aubin et al. (Aubin et al. 2003) et ont été propagées aux 12 nouvelles vertèbres introduites dans le modèle. Les moments d'inertie du dernier disque lombaire ont été fixés à $I_{xx} = 2850 \text{ mm}^4$, $I_{yy} = 1392 \text{ mm}^4$ et $I_{zz} = 4251 \text{ mm}^4$ en se basant sur une section S de 302 mm^2 qui fut mesurée sur un spécimen. Les moments d'inertie et section des disques supérieurs ont été respectivement obtenus par multiplication du facteur $l = (d_i / d_1)^4$ et $\mu = (d_i / d_1)^2$ où d_i représente le diamètre de la vertèbre i , mesuré dans l'axe du plan de symétrie. Le disque lombaire le plus bas est identifié par $i = 1$. Finalement, le module de Young et le module en cisaillement ont été fixés à $E = 4 \text{ MPa}$ dans chaque direction et $G = 50 \text{ MPa}$ (Rao et Dumas, 1991).

En ce qui a trait aux modifications touchant à la simulation des manœuvres correctrices, un système de mémorisation du modèle biomécanique a été introduit. Les forces exercées sur chacune des 17 vertèbres peuvent ainsi être mémorisées et contribuer à la déformation initiale du rachis lors de l'application d'une nouvelle force correctrice. Ceci n'était pas pris en compte par le modèle biomécanique initial qui ne tolérait la simulation que d'une seule force correctrice sur le rachis et représentait donc moins bien

la réalité voulant l'application de forces correctrices à des endroits successifs. De plus, une décomposition des forces appliquées a été implémentée. En effet, afin de respecter la non-linéarité du modèle, la simulation doit constamment rester en petites déformations. C'est pour ce faire que chaque force communiquée au modèle biomécanique est décomposée à l'interne en sous forces de 10 N ou moins. Ce seuil a été fixé arbitrairement mais permet à l'utilisateur de communiquer la force correctrice qu'il désire via l'interface en réalité virtuelle sans se soucier de la modélisation biomécanique interne.

Finalement, le modèle biomécanique actuel intègre indirectement les interactions avec les implants tel le glissement des vis sur les tiges. Contrairement au modèle biomécanique auquel ont abouti les travaux présents du LMBCAO où les interactions sont explicitées par des joints cinématiques (Aubin et al. 2003), le modèle biomécanique du simulateur ne représente que le comportement du rachis et sa réponse à des sollicitations.

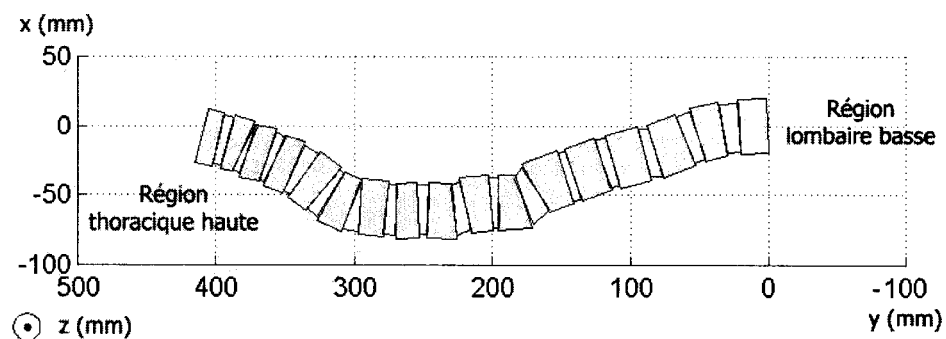


Figure 4.1 - Modèle biomécanique représentant les 17 vertèbres du rachis simulé au sein de la salle d'opération virtuelle (vue postéro-antérieure).

4.2 *Implantation du modèle biomécanique*

Une fois le rachis utilisé au sein de la salle d'opération virtuelle correctement représenté mathématiquement, le modèle biomécanique fut exporté en un module séparé et incorporé à l'architecture du simulateur afin que ce module et celui de gestion de scène puissent collaborer.

4.2.1 *Exportation en un module séparé*

Le modèle biomécanique initialement programmé au LMBCAO sous Matlab (The MathWorks, Inc.) a été traduit en langage C/C++ afin de constituer un module séparé et optimisé. Cette traduction a été faite par l'intermédiaire du compilateur mcc de Matlab. Le module obtenu représente une librairie de fonctions sous une architecture Linux.

Le Tableau 4.1 présente la translation (en mm) du centre de chaque vertèbre suite à l'application d'une force de 10 N sur T10 selon l'axe des x positifs. À quatre décimales près, la traduction n'introduit pas d'erreur au sein de la simulation.

Tableau 4.1 - Comparaison des résultats obtenus entre le modèle Matlab et sa traduction C/C++. Translation (mm) du centre de chaque vertèbre suite à l'application d'une force de 10 N sur T10.

<i>Force de 10 N appliquée sur T10 selon l'axe des x positifs (Repère utilisé : repère du modèle biomécanique).</i>		
<i>Vertèbres</i>	Matlab	Simulateur
<i>T1</i>	(1,8808, 1,3756, -2,9334)	(1,8808, 1,3756, -2,9334)
<i>T2</i>	(2,0127, 1,3643, -2,8970)	(2,0127, 1,3643, -2,8970)
<i>T3</i>	(2,3349, 1,3831, -2,7908)	(2,3349, 1,3831, -2,7908)
<i>T4</i>	(2,8952, 1,4101, 2,8952)	(2,8952, 1,4101, 2,8952)
<i>T5</i>	(3,6536, 1,4332, -2,1791)	(3,6536, 1,4332, -2,1791)
<i>T6</i>	(4,3821, 1,4948, -1,7197)	(4,3821, 1,4948, -1,7197)
<i>T7</i>	(5,1131, 1,3980, -1,5590)	(5,1131, 1,3980, -1,5590)
<i>T8</i>	(5,6529, 1,2959, -1,4899)	(5,6529, 1,2959, -1,4899)
<i>T9</i>	(5,8021, 1,1690, -1,5011)	(5,8021, 1,1690, -1,5011)
<i>T10</i>	(5,5823, 1,0145, -1,4678)	(5,5823, 1,0145, -1,4678)
<i>T11</i>	(5,0808, 0,8890, -1,5045)	(5,0808, 0,8890, -1,5045)
<i>T12</i>	(4,2187, 0,6325, -1,0901)	(4,2187, 0,6325, -1,0901)
<i>L1</i>	(3,2401, 0,4381, -0,8396)	(3,2401, 0,4381, -0,8396)
<i>L2</i>	(2,1617, 0,2401, -0,5742)	(2,1617, 0,2401, -0,5742)
<i>L3</i>	(1,1104, 0,0799, -0,3231)	(1,1104, 0,0799, -0,3231)
<i>L4</i>	(0,3327, 0,0302, -0,0559)	(0,3327, 0,0302, -0,0559)
<i>L5</i>	(0, 0, 0)	(0, 0, 0)

4.2.2 Interface avec le moteur d'interactions en réalité virtuelle

Afin d'alléger la tâche des 6 processeurs de l'Onyx 2 déjà chargés de l'affichage et de la gestion de la scène consommant en moyenne 80% de leurs ressources, le module biomécanique a été transféré sur un ordinateur séparé. Cela permet aussi de conserver une architecture modulaire pour faciliter la modification du modèle biomécanique et ouvre la voie à un éventuel parallélisme. Le diagramme ci-dessous (Figure 4.2) résume l'architecture complète du simulateur de chirurgie, tandis que le diagramme ci-après

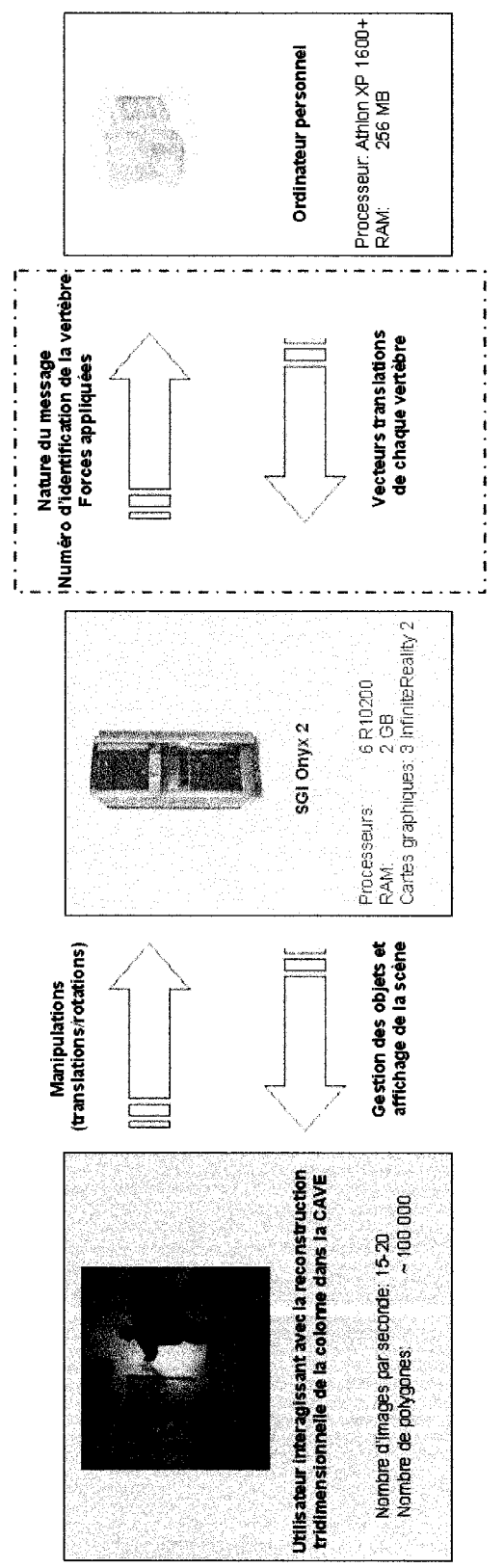


Figure 4.2 - Architecture et flots d'informations entre les différentes composantes du simulateur de chirurgie

(Figure 4.3) se concentre sur l'interface implémentée entre le module d'interactions et le module biomécanique. Comme le présentent ces deux diagrammes, deux modules de communication ont chacun été introduits aux extrémités du module d'interactions et du module biomécanique. Ces deux modules de communication ont pour tâche d'assembler les messages et de les interpréter lors de leur réception et servent donc d'interface entre le moteur de gestion de scène et le module de calcul biomécanique. La Figure 4.3 présente le flot de données lors de l'envoi d'une requête au serveur de calcul biomécanique. Le lancement du serveur biomécanique doit précéder celui du simulateur car il lui incombe d'ouvrir une socket sur l'ordinateur hôte afin que le module d'interactions puisse se connecter. Au lancement du simulateur, le module d'interactions détermine si un des objets chargés dans la scène est soumis ou non à un modèle mathématique extérieur tel qu'indiqué dans le fichier de données. Si tel en est le cas, le module d'interactions demande l'envoi d'un message d'initialisation au module biomécanique qui n'apparaît pour lui en fait qu'en boîte noire externe. Le module de communication situé du côté du module d'interactions, c'est-à-dire sur l'ordinateur responsable de gérer la scène, prend alors en charge la connexion au serveur de calcul et assemble un message contenant un code d'initialisation interprétable par le module de communication situé du côté du serveur biomécanique. Le message est ensuite envoyé puis reçu par l'ordinateur hôte du module biomécanique. Le module de communication situé de ce côté est alors chargé de décoder le message, en prenant bien sûr en compte la traduction nécessaire entre architectures (« big endian » en « little endian »). Une fois le message décodé, le module de communication demande une initialisation au module

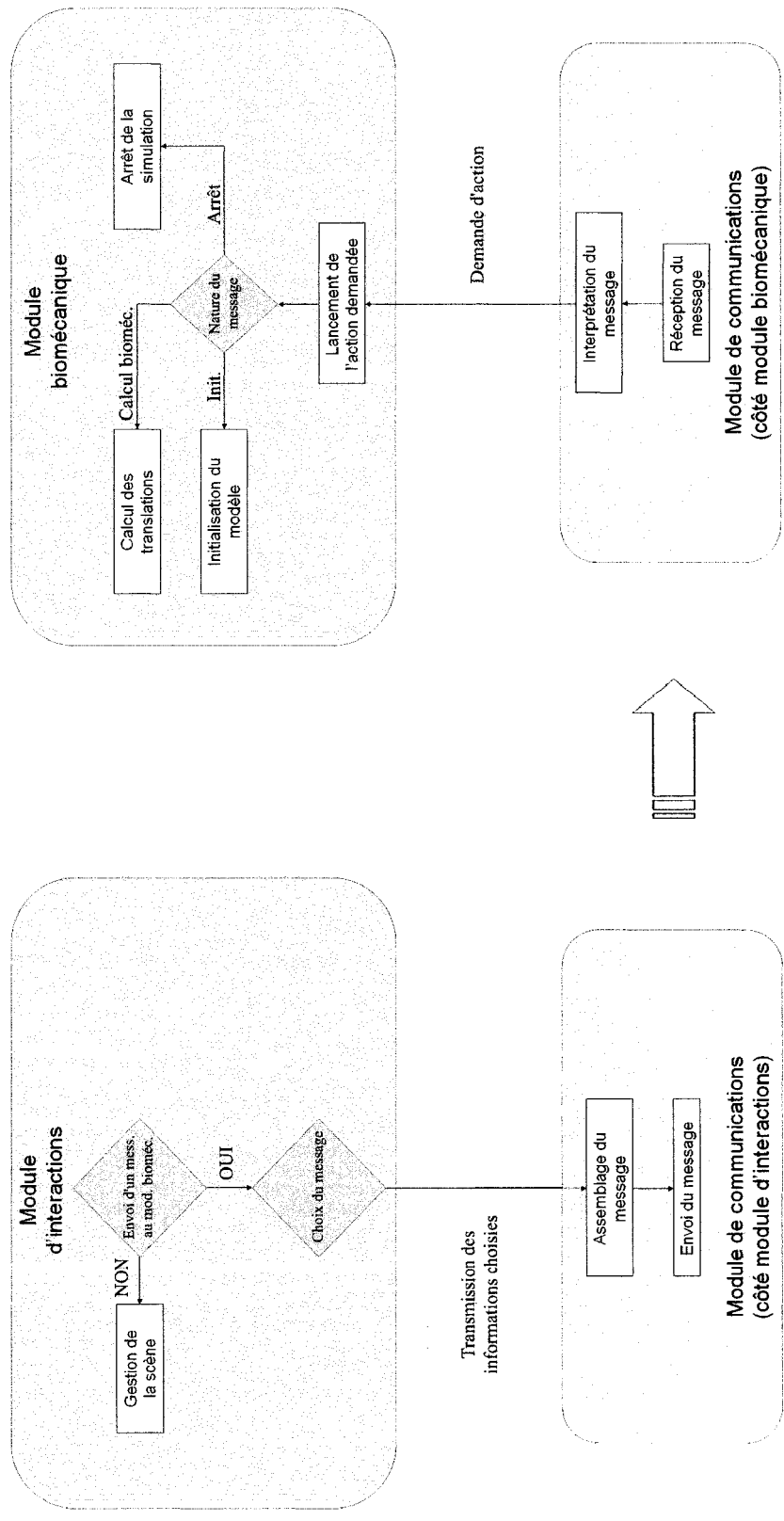


Figure 4.3 - Architecture et flots d'informations au sein de l'interface entre le module d'interactions et le module biomécanique

biomécanique qui construit alors le modèle mathématique et le met en mémoire. Un message de confirmation est finalement envoyé en suivant le même chemin au module d'interactions qui s'était mis en attente bloquante. Par souci de pouvoir facilement modifier les caractéristiques des vertèbres afin, par exemple, de simuler l'instrumentation d'un autre patient, celles-ci sont conservées dans un fichier distinct, indépendant du module biomécanique et sur lequel ce dernier se base à l'initialisation du modèle mathématique. Lors de l'arrêt du simulateur, un message d'arrêt est généré de manière identique au message d'initialisation.

Finalement, en ce qui a trait aux calculs biomécaniques, lors de la manipulation d'une vertèbre, le module d'interactions détecte qu'un objet soumis à un modèle mathématique tente d'être déplacé. Suite à cette détection, une requête de calcul est formulée par le module de communication de manière identique aux messages d'arrêt et d'initialisation. Par la suite, une nouvelle requête est envoyée à chaque rafraîchissement des mouvements captés par le repéreur électromagnétique tant que la vertèbre en question n'est pas relâchée. Ce message contient toutefois plus d'informations que ceux d'arrêt et d'initialisation; soit un identificateur de la vertèbre sollicitée, les composantes de la force exercée et la matrice de transformation de la colonne par rapport au modèle VRML initial. Comme pour l'instant les forces sont évaluées proportionnellement aux déplacements exercés sur la vertèbre, il incombe au module de communication situé du côté de la gestion de la scène d'effectuer ce calcul de proportionnalité. Une fois le message reçu par le module de communication situé du côté du serveur, le module est chargé de transformer les composantes de la force exercée du repère de la CAVE dans

celui du modèle biomécanique. Pour ce faire, le module de communication dispose de la matrice de transformation du modèle VRML du rachis à son emplacement actuel dans le monde virtuel qui lui est transmise à chaque requête et de la matrice de transformation du repère du modèle VRML au modèle biomécanique. Le modèle biomécanique est ensuite interrogé et de nouvelles positions pour les centres des vertèbres ainsi que les vecteurs translations correspondants sont obtenus. Le module de communication est alors chargé de transformer ces données dans le repère de la CAVE. Une fois ceci exécuté, un message comportant les 17 vecteurs translations est envoyé au client qui met à jour les positions des objets concernés dans la scène.

En séparant ainsi les modules de communication du module biomécanique et du module d'interactions, il est aisé de modifier les méthodes de calcul du modèle mathématique sans affecter l'architecture du simulateur en autant que le module biomécanique présente une méthode d'initialisation, de calcul et d'arrêt demandant et retournant les mêmes paramètres. Si toutefois des ajouts devaient être faits au modèle pour par exemple supporter non plus seulement les translations mais aussi les dérotations de la colonne vertébrale, il suffirait d'ajouter un nouveau type de message au sein des deux modules de communication. Cette architecture permet donc de minimiser et d'isoler les modifications à apporter au modèle biomécanique et au moteur d'interactions en réalité virtuelle.

4.3 État actuel d'avancement du module biomécanique

Incorporé au sein de la salle d'opération virtuelle, le serveur de calcul permet d'interagir et de questionner aisément le modèle biomécanique du rachis. Cette section présente le modèle biomécanique en action, une étude de son temps de réponse et un exemple des messages échangés entre le moteur d'interactions et le module de calcul.

4.3.1 Modèle biomécanique en action

La Figure 4.4 illustre le comportement interne du modèle biomécanique suite à l'application d'une force de 40 N sur T8 dans le plan latéral, du côté gauche vers le côté droit du patient. Cette force est appliquée par étapes successives de 10 N. La Figure 4.5 présente l'application de cette même force mais cette fois dans le plan frontal au sein du simulateur de chirurgie, par manipulation du modèle géométrique du rachis. Même si cette manœuvre n'est pas réaliste, cette figure illustre la communication entre le moteur d'interactions et le modèle biomécanique.

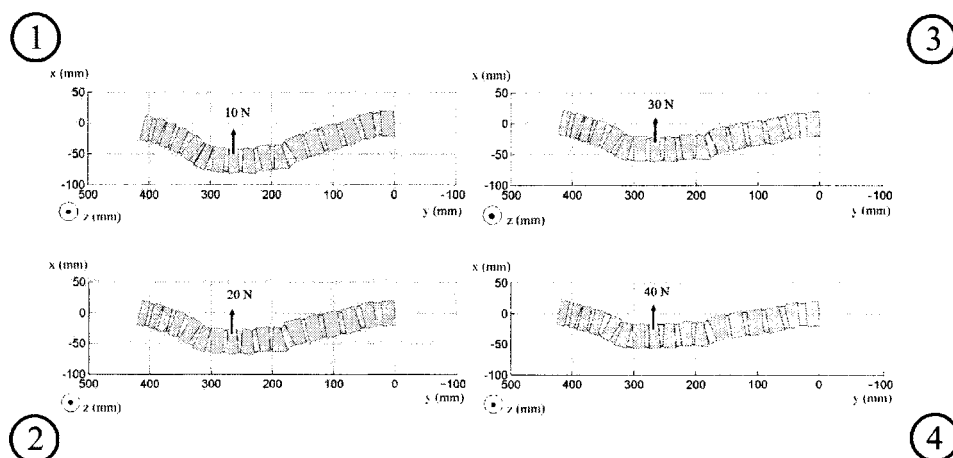


Figure 4.4- Simulation de l'application d'une force de 40 N sur T8 dans le plan latéral, du côté gauche du patient vers le côté droit (modèle biomécanique Matlab).

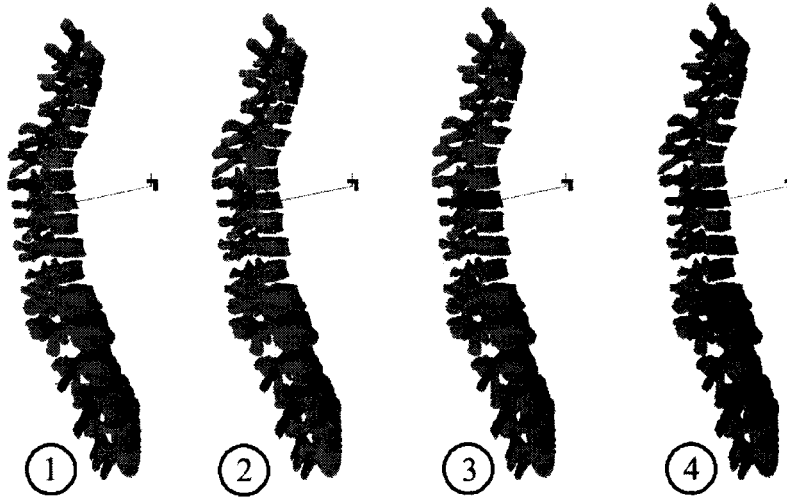


Figure 4.5 - Simulation de l'application d'une force de 40 N sur T8 dans le plan frontal (simulateur de chirurgie).

4.3.2 Étude du temps de réponse du modèle

Le Tableau 4.2 présente le temps de calcul nécessaire pour passer d'une image à l'autre de la Figure 4.5 présentée plus haut. Ce temps est strictement celui de calcul et n'inclut en rien les interactions de l'utilisateur ou les opérations d'affichage réduites au minimum en ne considérant que le rachis du patient au sein du simulateur. Les temps de la deuxième colonne ont été obtenus en laissant le module de calcul s'exécuter sur l'Onyx 2 de la voûte d'immersion. Même si le modèle biomécanique est léger, il ne peut être qualifié de modèle temps réel, ce qui est critique dans un simulateur de chirurgie en réalité virtuelle.

Tableau 4.2 - Temps de réponse du modèle biomécanique lors de l'application d'une force de 40 N sur T8, dans le plan latéral (Onyx – Irix vs Athlon - Linux).

<i>Déformation</i>	<i>Temps de calcul (s)</i>	
	Onyx 2	Athlon 1600+
Image 1-2	2,4	0,6
Image 2-3	2,5	0,5
Image 3-4	2,3	0,6
Moyenne	2,4	0,56

Suite à la migration du modèle sur un ordinateur Linux dédié, de meilleurs temps de réponse ont été obtenus. Ces temps sont présentés dans la troisième colonne du Tableau 4.2. Même en introduisant un délai de communication dû aux lancements de requêtes sur le réseau, le modèle biomécanique sur PC présente des performances plus de quatre fois supérieures à celles obtenues sur l'Onyx. Ceci est attribuable à une puissance de calcul supérieure sur un Athlon 1600+ comparé à un R10200 (1900 MFLOPS versus 400 MFLOPS).

4.3.3 Exemple de messages échangés

Le tableau ci-dessous (Tableau 4.3) présente le flux de messages échangés entre le serveur biomécanique et le moteur d'interactions suite au lancement du simulateur et à l'application d'une force ponctuelle de 8 N sur T6.

Tableau 4.3 - Messages échangés entre le moteur d'interactions et le module biomécanique lors du lancement du simulateur suivi de l'application d'une force de 8 N sur T6 du côté gauche vers le côté droit du patient.

<i>Moteur d'interactions (client)</i>	<i>Module biomécanique (serveur)</i>
Initialization message sent.	Biomechanical server - Listening for client requests...
	Client Message ----- Op message: 0 (Init) BiomechVRMLToScene [0 -1 0 0 ; -1 0 0 0 ; 0 0 -1 0 ; 0 0 0 1]
Computation request ----- Graph force: 0 0 -7.99999 BiomechVRMLToModel [0.99661 -0.08227 -0.00246 0.00000 ; 0.00000 0.02984 -0.99955 0.00000 ; 0.08231 0.99616 0.02974 0.00000 ; 0.00000 0.00000 0.00000 1.00000] VertebraNumber 6	Client Message ----- Op message: 1 (Compute) Vertebrae translations 0.00286462 0.000198387 0.0179053 0.00292016 0.000205811 0.0171952 0.00307382 0.000222761 0.0153287 [...] 0.000301452 3.71605e-05 -0.00185873 8.3071e-05 1.11683e-05 -0.000930611 -1.8195e-05 -2.90399e-06 -0.00031546 0 0 0
Closing message sent.	Client Message ----- Op message: 5 (Close) Biomechanical server - Socket closed.

Chapitre 5: Simulation de l'instrumentation du rachis scoliotique en réalité virtuelle

Ce chapitre présente les résultats de la recherche d'un point de vue global. Il expose d'abord les étapes de la simulation de l'instrumentation du rachis au sein de la salle d'opération virtuelle afin de démontrer la faisabilité d'une telle chirurgie en milieu immersif en ayant recours à l'implémentation exposée dans les chapitres précédents. Une étude d'utilisabilité résume ensuite les commentaires que différents utilisateurs ont formulés lors de l'utilisation du prototype. Cette étude avait pour but d'identifier les points forts et les faiblesses du simulateur afin d'en guider les développements passés et futurs.

5.1 Simulateur de chirurgie du rachis scoliotique en réalité virtuelle

Cette section présente les différentes étapes de l'instrumentation du rachis d'un patient scoliotique. La Figure 5.1 expose la salle d'opération virtuelle initiale à l'intérieur de laquelle l'utilisateur peut planifier une chirurgie spécifique en identifiant les différentes manœuvres chirurgicales à exécuter suite à l'analyse des réponses communiquées par le module biomécanique.



Figure 5.1 - Simulation d'une opération : salle d'opération initiale (simulateur).

La première étape consiste en l'insertion des implants. En se basant sur les différents aides au positionnement exposés précédemment au chapitre 3 (positionnement automatique, démultiplication des mouvements et vues holographiques permettant de mieux apprécier la trajectoire d'un implant), il est aisé d'insérer rapidement plusieurs vis pédiculaires aux emplacements désirés. La Figure 5.2 traduit l'étape d'insertion des vis pédiculaires.

Suite à l'insertion des vis, le cintrage de la tige permet de modeler le support des forces correctrices qui seront appliquées. Ce cintrage est effectué par l'intermédiaire du modèle mathématique de poutres exposé à la section 3.3.7. Une fois cintrée, la tige est attachée à la vis pédiculaire positionnée le plus bas dans la région lombaire (Figure 5.3).

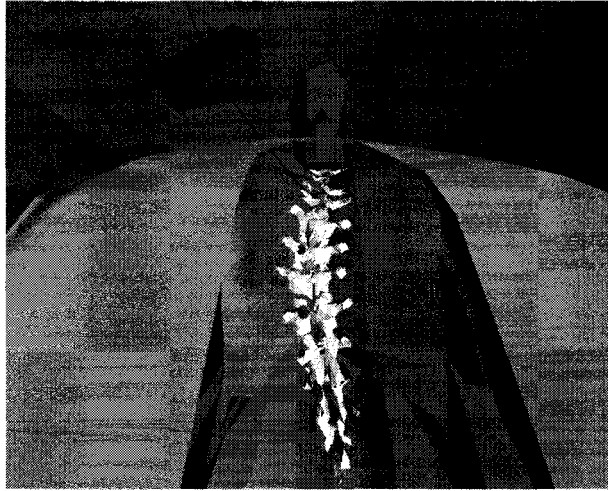


Figure 5.2 - Simulation d'une opération : insertion de vis pédiculaires (simulateur).

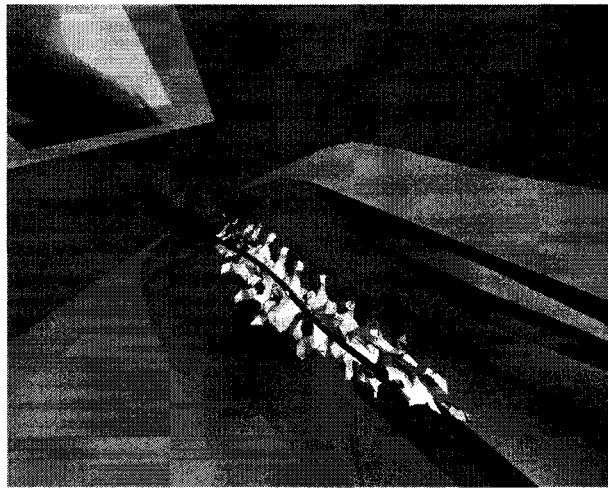


Figure 5.3 - Simulation d'une opération : liaison d'une tige à la vis la plus basse (simulateur).

Une fois tous les implants positionnés, des forces correctrices peuvent être appliquées sur le rachis par l'intermédiaire des implants afin de modifier sa courbure. Ces forces auxquelles l'utilisateur soumet les vertèbres désirées sont communiquées au module

biomécanique qui calcule les déplacements de chacune d'elles. Les tiges permettent d'immobiliser chacune des corrections appliquées lors de liaisons vis tiges (Figure 5.4).

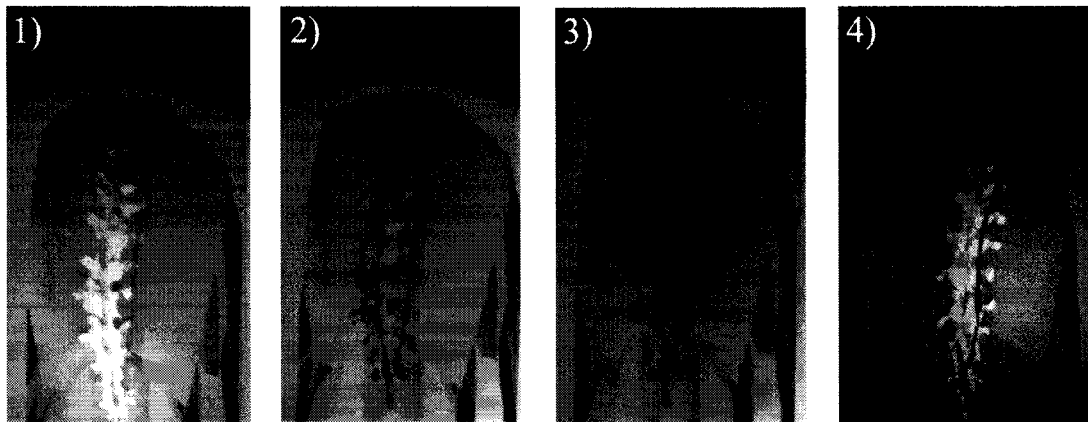


Figure 5.4 - Simulation d'une opération : application de forces correctrices (simulateur)
 1) État initial; 2 & 3) Étapes d'application d'une force correctrice sur T10;
 4) Liaison vis-tige afin de conserver la correction appliquée.

5.2 Étude d'utilisabilité

La présente étude d'utilisabilité a été effectuée dans le courant de l'été 2002. Bien que plusieurs dizaines de visiteurs (chirurgiens orthopédistes, journalistes, ingénieurs, étudiants en médecine, étudiants au baccalauréat en génie ou aux cycles supérieurs) aient pu se familiariser avec le prototype du simulateur tout au cours de son développement, seuls quelques utilisateurs ont été inclus dans l'élaboration formelle de l'étude d'utilisabilité qui eut lieu ponctuellement à mi-chemin dans le développement du simulateur de chirurgie. Cette étude a permis de corriger les erreurs d'interface en réalité virtuelle que présentait le simulateur et a permis de guider la deuxième moitié de son

développement. En ce sens, le design du simulateur a plus été basé sur une approche itérative dont l'étude d'utilisabilité constitue le maillon central et où les critiques occasionnelles ont été prises en compte tout au cours du développement que sur un design continuellement centré sur l'utilisateur.

5.2.1 Description des participants

Un échantillon de cinq participants, concentrés surtout dans le domaine médical, a été composé. Un échantillon de cette taille permet selon Nielsen et al. (Nielsen and Landauer 1993) de cerner plus de 80% des problèmes d'utilisabilité dans un logiciel. Un échantillon de taille supérieure n'apporterait pas beaucoup de nouvelles informations et serait inutile à un stade prototypal. De plus, selon Nielsen et al., même si 20% des problèmes ne sont pas détectés, il est assuré de déceler les problèmes sévères dès les premiers tests.

Cet échantillon est constitué d'une médecin résident en médecine interne, de trois étudiants en médecine (un étudiant en externat ayant effectué plusieurs stages en orthopédie et deux étudiants en médecine effectuant une maîtrise reliée à l'instrumentation du rachis scoliothique) et d'un étudiant en interface homme machine aux cycles supérieurs. Une certaine hétérogénéité de l'échantillon au niveau des domaines de compétences et de l'expérience assure de déceler le plus de problèmes d'utilisabilité mais surtout de considérer différentes voies de développement en fonction des intérêts de chacun. Précisons qu'aucun de ces participants n'avait d'expérience avec les systèmes de

réalité virtuelle et que tous étaient familiers avec la problématique de la scoliose et les techniques d'instrumentation du rachis.

5.2.2 Démarche de l'étude

Les participants ont été approchés et invités à se présenter individuellement afin de tester un simulateur de chirurgie du rachis scoliotique en réalité virtuelle. L'étude a été effectuée en trois étapes.

Explication de la procédure de test

Le fonctionnement technique de la CAVE a été expliqué à chaque participant. Les différentes fonctionnalités de la souris tridimensionnelle ont ensuite été présentées afin d'identifier la tâche assignée à chaque bouton (saisie, application de forces et liaisons entre objets). Comme le système n'aurait pu être testé complètement, une tâche précise a été assignée à chacun des participants : « Corriger la déformation scoliotique du rachis par l'intermédiaire des implants disponibles. ». Aucune limite de temps n'a été imposée.

Conduite du test

Lors du test, chaque participant avait revêtu les lunettes du navigateur et manipulait lui-même la souris. Un accompagnateur était présent et répondait à toutes les questions que le participant posait.

Compte rendu du test

Une fois la tâche complétée, un compte rendu fut établi avec le participant. Ce compte rendu prit la forme d'un questionnaire présenté à la section 5.2.3 couvrant les différentes fonctionnalités et optiques du simulateur. Lors de ce compte rendu, l'utilisateur était invité à émettre ses commentaires sur chaque catégorie. Pour chaque faiblesse, différentes solutions ont été envisagées et discutées sur place avec le participant.

5.2.3 Questionnaire

Le questionnaire proposé aux participants lors de la phase de compte rendu du test est présenté en annexe II. Ce questionnaire regroupe les quatre catégories principales du simulateur soit son réalisme graphique, sa facilité d'utilisation, la sensation d'immersion critique aux applications en réalité virtuelle et le réalisme des manœuvres opératoires. Le questionnaire inclut aussi une catégorie portant sur la pertinence d'un tel prototype du point de vue des participants. Pour chaque catégorie, différents points étaient à évaluer sur une échelle de 1 à 5, 1 représentant un désaccord complet, 5 représentant un accord total. De plus, pour chaque catégorie, un espace réservé aux commentaires permettait aux répondants de formuler leurs critiques de manière plus détaillée ou d'annoter d'autres points non prévus dans le questionnaire.

5.2.4 Résultats

Cette section présente une compilation des réponses par catégorie. Le Tableau 5.1 présente la moyenne des notes attribuées à chaque point à évaluer tandis que les Tableaux 5.2 et 5.3 résument les commentaires émis par les participants pour chaque catégorie et les solutions qui ont été mises de l'avant pour pourvoir aux faiblesses identifiées.

Tableau 5.1 - Résultats numériques de l'étude d'utilisabilité (échelle de 1 (désaccord) à 5 (accord)).

Réalisme	
Patient:	4,2
Matériel (armoire, tables, éclairage...):	4,6
Implants chirurgicaux:	4,2
Colonne vertébrale:	4,8
Interface	
Facilité d'apprentissage:	4,0
Facilité d'utilisation:	3,4
Interface intuitive, prédictible:	4,2
Immersion	
Immersion globale:	4,6
Fluidité et temps de réponse:	2,8
Tâches	
Planification chirurgicale réaliste:	3,8
Modèle biomécanique:	4,8
Utilité	
Formation des médecins:	5,0
Planification chirurgicale cas par cas:	4,0
Compréhension de la biomécanique globale:	4,6

Tableau 5.2 - Commentaires sur le simulateur et solutions à envisager pour le développement futur (état des travaux à l'été 2002) (Partie 1)

<p>Réalisme</p> <ul style="list-style-type: none"> ✓ Salle d'opération graphiquement réaliste. ✗ Affichage sombre. ✗ Possibilité de rajouter un champ stérile pour accroître le réalisme. ✗ Difficulté à identifier la morphologie des vertèbres (dédoublage de l'image et perte de stéréoscopie lors du rapprochement de la tête de l'observateur vers une vertèbre) et à prendre des points de repère malgré une très haute résolution de la colonne. Possibilité d'agrandir les vertèbres et les implants sans grande perte de réalisme. ✗ Utilisation d'outils chirurgicaux réels non nécessaire. ✗ Simulation de sang améliorerait le réalisme.
<p>Interface</p> <ul style="list-style-type: none"> ✓ Interface facile à apprendre de par l'attribution de boutons spécifiques à chaque tâche. ✗ Non intuitif de créer et de détruire les liens inter-objets soi-même. Isoler l'implémentation de l'utilisateur. ✗ Difficulté à positionner un implant à l'endroit exact désiré. Possibilité de positionnement prédéterminé ou de démultiplication des mouvements. ✗ Perte de focus et de l'objet courant car obligation d'aller saisir la vue holographique pour en modifier le point de vue. Possibilité d'utiliser le bouton analogique à distance pour modifier le point de vue de l'objet holographique. ✗ Perte d'énergie à aller chercher les implants sur une table séparée. Possibilité d'implants flottants sans perte de réalisme car l'important est le réalisme de l'action centrée sur le rachis et non de la salle d'opération. ✗ Solidité des objets manquante.
<p>Immersion</p> <ul style="list-style-type: none"> ✓ Sensation d'immersion très importante (technologies de la CAVE et réalisme graphique). ✗ Fluidité de l'affichage à revoir. Possibilité de diminuer le nombre de polygones des modèles non critiques (armoires, système d'éclairage). ✗ Temps de réponse du modèle biomécanique à revoir.

Tableau 5.3 - Commentaires sur le simulateur et solutions à envisager pour le développement futur (état des travaux à l'été 2002) (Partie 2)

Tâches
<ul style="list-style-type: none"> ✓ Modèle biomécanique semble bien simuler les réponses des vertèbres aux sollicitations. ✗ L'amorçage de trous pour l'insertion de vis et le rongage seraient intéressants à ajouter. Toutefois, pour un simulateur se concentrant sur les manœuvres de correction, ces deux éléments ne sont pas si importants. ✗ Difficulté à percevoir les forces en présence. Possibilité d'affichage d'un code de couleurs ou d'utiliser un système de retour d'efforts.
Utilité
<ul style="list-style-type: none"> ✓ Utile pour l'apprentissage de l'anatomie (étudiants) et pour la prise de points de repère, l'étape la plus critique étant l'insertion de vis (résidents). Réalisme très intéressant pour pallier au peu d'occasions d'assister à une chirurgie ou de pratiquer. ✓ Utile pour une compréhension globale des réponses rachidiennes lors de l'instrumentation de la colonne vertébrale. Intéressant de pouvoir commander une déformation spécifique et de pouvoir travailler dessus. ✗ Difficulté à croire qu'un chirurgien orthopédiste prendra le temps d'aller dans un environnement virtuel pour simuler chaque chirurgie, cas par cas. Ceci se planifierait plus rapidement sur un ordinateur conventionnel.

La suite du développement du simulateur prit en considération ces commentaires. Les problèmes qui furent jugés les plus importants furent corrigés en premier tandis que quelques uns de ceux considérés comme mineurs n'ont pas encore été pris en compte. Certains problèmes très importants mais plus complexes n'ont eux aussi pas encore trouvé de réponse. Le simulateur de chirurgie dans son état actuel a répondu aux problèmes présentés dans le Tableau 5.5, le Tableau 5.6 et le Tableau 5.6. Dans ces tableaux, plus le symbole d'importance d'un problème est large et foncé, plus ce dernier était considéré critique.

Tableau 5.4 - Solutions implémentées pour résoudre certains des problèmes identifiés lors de l'étude d'utilisabilité (Partie 1).




Réalisme		
Importance	Problème	Solution implémentée
	Difficulté à percevoir la morphologie des vertèbres.	Augmentation des dimensions des vertèbres et des implants d'un facteur 2. Ce problème était considéré comme important car l'utilisateur ne pouvait prendre les points de repère désirés et percevoir si les implants étaient positionnés correctement.
	Affichage sombre.	Augmentation de la luminosité de l'éclairage virtuel. Ce problème était considéré comme important car l'utilisateur ne pouvait bien discerner les contours et la nature des objets. Il est à noter toutefois que les murs plastiques transparents affectent beaucoup la luminosité des projecteurs.
	Ajout d'un champ stérile.	Ajout d'un champ stérile pour accroître le réalisme. Ce problème était considéré comme mineur.

Tableau 5.5 - Solutions implémentées pour résoudre certains des problèmes identifiés lors de l'étude d'utilisabilité (Partie 2).








Interface		
Importance	Problème	Solution implémentée
	La spécification des liaisons à créer et à détruire revient à l'utilisateur.	Implémentation d'un système de liaisons automatiques, secondé par une simulation de la gravité. Ce système, présenté à la section 3.3.4, permet de libérer un bouton de la souris et soulage l'utilisateur du fardeau de gestion des liens. Ce problème était considéré critique car cette gestion augmentait de beaucoup la charge cognitive de l'utilisateur qui oubliait même souvent qu'il lui incombait de spécifier la création et la destruction de liens. De plus, ayant parfois oublié de créer les liens vis vertèbres, le positionnement de ces implants fut quelques fois perdu lors de l'étude suite au déplacement du patient.
	Difficulté à positionner les implants.	Introduction d'un système sélectif de démultiplication des mouvements comme présenté à la section 3.3.6. Implémentation d'un système de positionnement automatique comme présenté à la section 3.3.5. Ce problème était jugé critique car les participants perdaient beaucoup de temps à positionner une vis au début du test. Ce temps a toutefois diminué après quelques tentatives mais restait inacceptable. Ce système de positionnement automatique peut toutefois être désactivé pour permettre à des étudiants de prendre eux-mêmes les décisions et d'identifier leurs points de repère.
	Perte de l'objet courant pour manipuler la vue holographique.	Ajout d'un raccourci via le bouton analogique pour manipuler la vue holographique. Le bouton analogique peut être utilisé tout en conservant l'objet courant sélectionné par l'intermédiaire de la gâchette comme présenté à la section 3.3.1. Ce problème était considéré important car la vue holographique, sensée être une aide au positionnement, entravait la bonne marche des insertions d'implants. La vue holographique propose maintenant une aide véritable en identifiant rapidement la trajectoire de chaque implant sans perdre la sélection courante.
	Perte d'énergie à aller chercher les implants sur une table séparée.	Les implants ont été relocalisés sur une petite table directement positionnée sur le patient, à côté de la colonne. Ce problème était considéré important car les participants perdaient beaucoup de temps à se déplacer dans la CAVE.

Tableau 5.6 - Solutions implémentées pour résoudre certains des problèmes identifiés lors de l'étude d'utilisabilité (Partie 3).

Immersion		
Importance	Problème	Solution implémentée
	Fluidité de l'affichage.	Diminution du nombre de polygones sur les objets non critiques. Implémentation d'un système de gestion automatique du détail, présenté à la section 3.2.3. Ce système permet de diminuer la charge des cartes graphiques sans pour autant diminuer la qualité de l'affichage car seuls les objets sur lesquels l'utilisateur ne concentre pas son attention sont dégradés dynamiquement. Ce problème était considéré critique car le faible taux de rafraîchissement diminuait grandement la sensation d'immersion en provoquant chez certains participants des étourdissements. De plus, l'affichage saccadé rendait plus difficile la manipulation d'objets.
	Temps de réponse du modèle biomécanique	Migration du modèle de l'Onyx sur un ordinateur dédié. Le temps de réponse a diminué d'un facteur 4 comme présenté à la section 4.3.2. Ce problème était considéré critique car les participants ne pouvaient évaluer directement la portée de leurs actes lors de l'application des forces correctrices. De plus, ce problème diminuait grandement la sensation d'immersion et le réalisme de l'opération. Le temps de réponse du modèle biomécanique est maintenant acceptable.
Tâches		
Importance	Problème	Solution implémentée
	Discernement des forces en présence.	Un système de code de couleurs a été implémenté afin de communiquer à l'utilisateur les forces auxquelles sont soumises les vertèbres lors de l'application d'une force correctrice. Ce problème était considéré comme important car, faute de système de retour d'efforts, l'utilisateur ne pouvait prendre conscience des efforts qu'il exerçait sur chaque corps vertébral et évaluer si la correction apportée était réaliste ou non.

Chapitre 6: Discussion

À la lumière des fonctionnalités présentées au chapitre 3, du modèle biomécanique et de son implémentation décrite au chapitre 4 et des résultats globaux exposés au chapitre 5, le présent chapitre discute, dans un premier temps, des limites et des avantages du simulateur de chirurgie, tant d'un point de vue purement immersif que du point de vue du réalisme des manœuvres chirurgicales reproduites. Dans un deuxième temps, le chapitre s'attarde sur les différentes avenues de recherche futures qui permettraient d'améliorer le réalisme de l'environnement, de l'opération et des manipulations et identifie une solution qui diminuerait le coût d'acquisition d'une telle infrastructure pour les hôpitaux.

6.1 Limites et avantages du simulateur

Cette section identifie les limites et les avantages du simulateur de l'instrumentation du rachis scoliotique en réalité virtuelle en critiquant son implémentation et les technologies utilisées.

6.1.1 Réalisme et immersion

Comme les résultats de l'étude d'utilisabilité le montrent, il est certain que, du point de vue du réalisme, la simulation d'une telle chirurgie gagne à être exécutée au sein d'un environnement immersif par rapport à un ordinateur conventionnel. Du point de vue de l'affichage, (i) la stéréoscopie permet de mieux apprécier les déformations et la

morphologie du rachis comparativement à un affichage 2D et demi sur écran traditionnel et, (ii) même si le simulateur était lancé sur un écran conventionnel en mode stéréoscopique, les dimensions et la disposition des surfaces d'affichage de la CAVE permettent d'immerger l'utilisateur au sein d'un monde virtuel complet, recréant de ce fait un environnement fidèle à une salle d'opération traditionnelle, accroissant ainsi le réalisme de la simulation et le sentiment d'appartenance; (iii) finalement, l'instrumentation de la colonne vertébrale n'étant pas limitée à une région spécifique du corps humain, la CAVE permet de représenter à pleine grandeur le rachis simulé comparativement à un écran conventionnel où les dimensions ne peuvent qu'être faussées. Du point de vue des manipulations, (i) de par sa technologie (volume d'affichage de 27 m³, utilisation d'une souris tridimensionnelle), un environnement virtuel comme la CAVE permet à l'utilisateur de se déplacer normalement et de manipuler intuitivement les objets et (ii) l'interface implémentée, proscrivant tout menu et bouton et tentant de simuler un comportement réaliste pour chaque entité notamment grâce au système de liaisons automatiques inter-objets, propose à l'utilisateur une courbe d'apprentissage bien moins élevée qu'un simulateur conventionnel telle l'interface actuelle de S3 reposant sur la sémantique du WIMP (Figure 6.1).

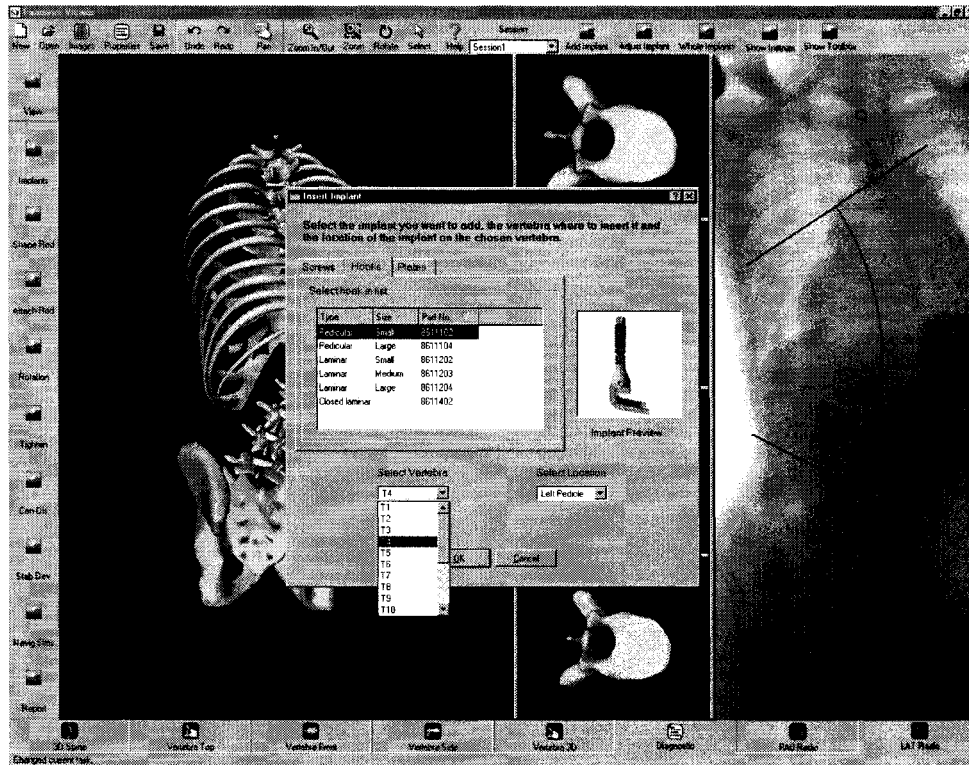


Figure 6.1 - Interface conventionnelle du simulateur de chirurgie d'instrumentation du rachis (S3).

Toutefois, afin de bénéficier de tous les avantages de cette technologie, l'interface implémentée se doit de les mettre en valeur tout en minimisant les inconvénients d'un milieu immersif. Les principales limites du simulateur se situent autour de sa technologie. L'affichage stéréoscopique étant très exigeant au niveau des cartes graphiques, un compromis entre la fluidité de l'affichage et la résolution des objets au niveau du nombre de polygones doit être établi sans quoi le réalisme de la simulation et la facilité d'utilisation peuvent être gravement affectés par une expérience saccadée. De plus, il a été noté que l'effet stéréoscopique est perdu lorsque l'utilisateur s'approche trop d'un objet; ceci est dû à la focalisation des yeux qui perdent leur parallélisme, lequel est pris

comme hypothèse lors du calcul des matrices de projection. Finalement, de par la méthode d'affichage des images, il arrive que le corps de l'utilisateur cache les objets virtuels avec lesquels il désire interagir. Le premier problème a trouvé réponse dans la gestion automatique des détails du moteur d'interactions qui a permis de lever considérablement la limite fixée sur la résolution des objets; toutefois, le nombre de polygones qu'il est possible d'afficher actuellement est encore relativement faible et la résolution globale des objets est basse. Le deuxième problème n'a pu encore être solutionné. Pour ce faire, il faudrait directement interagir avec le calcul des matrices de projection en intégrant l'orientation oculaire qui serait obtenue soit en repérant les pupilles de l'utilisateur soit, solution plus réaliste, en la déduisant de la distance entre sa tête et l'objet virtuel le plus proche situé dans son champ visuel. Quant au dernier problème évoqué, il émane lui aussi directement de la technologie d'affichage de la CAVE. L'introduction d'une certaine distance entre la main de l'utilisateur et l'objet saisi a toutefois permis de diminuer l'importance de cet inconvénient.

6.1.2 *Modèle biomécanique*

Le modèle biomécanique est relativement simple car il comporte un nombre réduit de degrés de liberté. Son temps de réponse reste acceptable et, si le besoin se faisait sentir d'améliorer le modèle, il faudrait toujours garder à l'esprit ce facteur clé permettant non seulement de jouir d'un certain réalisme mais surtout de permettre une planification opératoire peu coûteuse en temps. Deux solutions permettant d'accroître la précision du modèle sans perte sur le plan du temps de réponse seraient soit d'augmenter la puissance de calcul de l'ordinateur gérant le serveur biomécanique, soit de paralléliser les

opérations et ainsi exploiter les ressources de plusieurs ordinateurs si une telle répartition est bien sûr possible au niveau algorithmique. Bien que limité, le modèle actuel a permis de tester le simulateur et d'obtenir des réponses biomécaniques crédibles. Son implémentation a surtout permis d'établir une interface de communication polyvalente qui facilitera l'incorporation d'un modèle plus complet et fidèle tel celui développé dans le cadre du projet S3 sous Adams en autant qu'il respecte le même protocole de transmission.

Les limites du modèle biomécanique se situent surtout au niveau de la simulation des manœuvres opératoires. En effet, le modèle biomécanique utilisé est avant tout un modèle de déformation de la colonne vertébrale en fonction de forces appliquées et non un modèle spécifique à l'instrumentation du rachis; de ce fait, il n'intègre pas la possibilité d'utiliser différents types de vis, de simuler les tiges et de calculer à l'interne le glissement des vis sur les tiges. Les manœuvres opératoires simulées ne sont donc pas entièrement réalistes et il incombe au moteur d'interactions de calculer les déplacements des divers implants fixés à la colonne en fonction de seules translations vertébrales communiquées par le serveur biomécanique.

6.2 Avenues de recherche futures

Ayant préalablement décrit l'état actuel du simulateur de chirurgie et identifié ses avantages et ses limites, la présente section s'attarde sur les améliorations futures et les pistes de recherche qui permettraient de quitter l'état de prototype actuel et de constituer

un simulateur des plus complets pouvant réellement être utilisé au jour le jour, que ce soit pour la formation de médecins résidents ou pour la planification d'une instrumentation spécifique.

6.2.1 Grappe graphique

Un des handicaps majeurs du simulateur actuel réside en la résolution limitée des objets virtuels. La puissance du super ordinateur utilisé était appréciable au moment de son achat mais depuis, comme il l'a été démontré dans la section 4.3.2 où un processeur R10200 était comparé à un Athlon 1600+, la puissance de cette machine a considérablement été dépassée par les ordinateurs conventionnels. Il en est de même en ce qui a trait à la puissance des cartes graphiques utilisées : alors qu'une Infinite Reality 2 peut gérer 13 millions de polygones par seconde, une nVidia GeForce 4 dépasse aujourd'hui les 150 millions en affichage pur. Le coût de mise à jour d'un tel super ordinateur, comparé au prix d'un ordinateur conventionnel actuel et à sa puissance, mène inéluctablement vers son remplacement par un cluster d'ordinateurs conventionnels. Au niveau du prix, une grappe de 5 ordinateurs (4 esclaves chargés chacun de l'affichage sur un mur de la CAVE et un maître dédié à la réception des informations du système de repérage et à la synchronisation) avoisine les 20 000\$. L'Onyx 2 avait coûté plus d'un demi-million de dollars. Il semble donc moins onéreux de recourir à des ordinateurs conventionnels, tant à l'achat que pour leur mise à jour (matériel plus répandu, licences moins coûteuses...) et leurs performances.

Suite aux tests effectués récemment dans la CAVE de l'École polytechnique et au pavillon Virtualis d'ExpoQuébec 2003 où une CAVE a été construite autour d'un cluster

de PC (Ozell 2003), une telle architecture semble viable. L'obtention et le relayage des données des repéreurs électromagnétiques et des boutons de la souris ainsi que la gestion de l'affichage et la synchronisation des esclaves pourraient reposer sur les bibliothèques VR Juggler (Iowa State University, 2004). Ces bibliothèques assurent un passage rapide d'un logiciel écrit pour fonctionner dans une CAVE traditionnelle avec les CAVELibs à une grappe de PC.

Ce passage est primordial car il offrira de plus grandes performances (tant graphiques que calculatoires) et permettra ainsi d'étendre les fonctionnalités du simulateur et son réalisme.

6.2.2 Interface plus intuitive

L'interface actuelle, bien que simplifiée grâce aux fonctionnalités de gestion prises en charge par le moteur d'interactions et limitée à un ensemble minimal de boutons sur la souris, n'est pas aussi intuitive qu'elle pourrait l'être, de par le matériel utilisé. En effet, bien que la souris tridimensionnelle constitue l'outil d'interactions de base dans la CAVE, elle gagnerait à être remplacée par un gant virtuel afin que les gestes exécutés au sein du simulateur soient plus réalistes. Un gant virtuel tel le CyberGlove d'Immersion Corporation (Figure 6.2) serait moins encombrant à manipuler et permettrait à l'utilisateur d'effectuer des gestes naturels lors de la saisie des objets. Toutefois, un tel dispositif ne résoudrait pas le problème d'occlusion soulevé plus tôt.

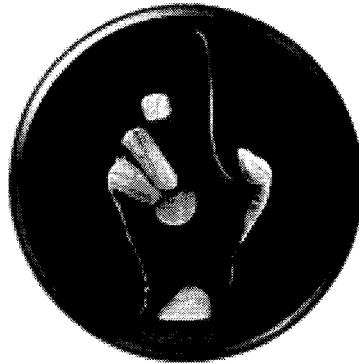


Figure 6.2 - Gant virtuel (CyberGlove, Immersion Corporation).

6.2.3 Retour d'efforts

Combiné au gant virtuel, un système de retour d'efforts devrait être implémenté. Ce système permettrait non seulement d'accroître le réalisme de la salle d'opération en simulant une certaine solidité pour les objets virtuels mais permettrait surtout d'évaluer correctement les forces correctrices appliquées sur la colonne vertébrale et de ressentir ses réponses. Pour une chirurgie orthopédique majoritairement axée sur l'application d'efforts, ce système semble incontournable pour que le simulateur soit convaincant auprès des médecins résidents et des patrons désireux de planifier une instrumentation.

Ce système pourrait être décomposé en deux éléments. Le premier consisterait en un exosquelette robotisé localisé sur la main de l'utilisateur. Cet exosquelette, similaire au CyberGrasp d'Immersion Corporation (Figure 6.3), bloquerait la flexion des phalanges de l'utilisateur, simulant de ce fait la solidité des objets avec lesquels ce dernier viendrait en contact. Cet élément serait utile pour sentir les contours des vertèbres ou la solidité des implants manipulés mais n'est pas aussi primordial que le deuxième élément du système

qui lui consisterait en un bras robotisé qui se rattacherait au poignet de l'utilisateur. Ce bras, similaire au CyberForce d'Immersion Corporation (Figure 6.4), serait lié au sol et permettrait un retour d'efforts à tous les mouvements effectués par l'utilisateur. Cet élément serait au centre de l'évaluation des forces correctrices appliquées par l'utilisateur et retournerait de manière tactile les réponses aux sollicitations exercées.



Figure 6.3 - Exosquelette robotisé localisé sur la main de l'utilisateur (Cybergrasp, Immersion Corporation).



Figure 6.4 - Bras robotisé rattaché au poignet de l'utilisateur (CyberForce, Immersion Corporation).

De tels éléments, bien qu'extrêmement onéreux (\$35 000 pour le CyberGrasp, \$105 000 pour le CyberForce), permettraient d'accroître énormément le réalisme du simulateur et viendraient rajouter la dimension tactile faisant considérablement défaut au prototype actuel qui repose d'un côté sur un facteur de proportionnalité afin d'évaluer les sollicitations exercées et de l'autre, sur un code de couleurs pour traduire les forces en présence.

6.2.4 Amélioration du modèle biomécanique

En ce qui a trait au modèle biomécanique, le simulateur gagnerait à incorporer le dernier modèle Matlab proposé par Aubin et al. (Aubin et al. 2003). Ce modèle représente l'interaction entre les implants et la colonne et constitue un réel modèle de simulation de l'instrumentation du rachis (comparé à un modèle biomécanique de colonne vertébrale utilisé actuellement) (Figure 6.5). Plusieurs modifications devront toutefois être y apportées notamment au niveau de l'interface afin que le module suive des normes de communication établies et surtout au niveau de l'interaction avec le modèle. En effet, le modèle auquel les recherches du LMBCAO ont abouti est un modèle de simulation de l'instrumentation. En ce sens, il calcule directement la forme finale du rachis une fois toutes les vis et tiges placées. Or, au sein du simulateur, l'intérêt est d'interagir petit à petit avec un modèle biomécanique lors de la traction d'une vis sur la tige, puis de l'autre et de ressentir chacune de ces forces indépendamment.

L'interface qui a été présentée à la section 4.2.2 constitue une base de protocole de communication. Cette base permet de séparer les tâches du simulateur en réalité virtuelle (gérant la scène et les mouvements de l'utilisateur) de celles du module biomécanique

(calculant les déplacements des implants et des vertèbres). L'interface actuelle devra sûrement être étendue, ne serait-ce que pour communiquer non plus le numéro de la vertèbre instrumentée et la force exercée mais aussi la position des vis et de la tige dont il incombera au module biomécanique de déterminer leurs nouveaux emplacements.

Finalement, au niveau biomécanique, le modèle actuel prend en compte la morphologie du rachis spécifique à un patient donné mais repose encore sur des données générales de la littérature en ce qui a trait aux caractéristiques mécaniques de la colonne (module de Young, modules en cisaillement et moment d'inertie). Il serait bon d'identifier une méthode pour déduire ces caractéristiques afin que l'instrumentation simulée soit la plus spécifique à un patient donné. Dans le cadre du projet S3, les tests en flexion actuellement demandés aux patients scoliotiques vont en cette direction en tentant de déduire les propriétés biomécaniques de chacun d'eux (Petit et al. 2004).

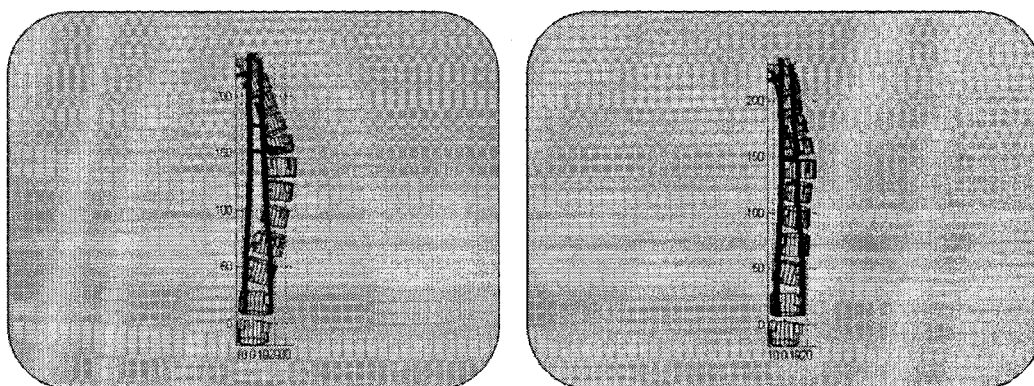


Figure 6.5 - Modèle biomécanique le plus récent développé par Aubin et al. sous Matlab (2003).

Conclusion

Les présents travaux de recherche ont permis premièrement de développer le système et, deuxièmement, d'identifier les limites et la faisabilité d'un simulateur de l'instrumentation du rachis scoliotique en réalité virtuelle dans un milieu immersif habituellement réservé à des fins de visualisation scientifique ou de simulation n'exigeant pas un réalisme accru et ne reposant pas sur des manœuvres spécifiques et précises.

Les contributions de cette recherche se situent à la fois à un niveau théorique et pratique. Au niveau théorique, l'élaboration d'un tel prototype et l'étude d'utilisabilité qui suivit ont permis d'identifier les écueils relatifs à des tels travaux et ont mis de l'avant des solutions qui permirent d'assurer la viabilité d'un tel projet. De façon plus spécifique, cette étude (i) remet en question l'intuitivité des interfaces traditionnelles trop souvent portées tel quel dans un environnement immersif et introduit un nouveau système de gestion de scène intelligent diminuant la charge cognitive de l'utilisateur, (ii) identifie et pallie à quelques limites technologiques de la CAVE notamment en ce qui a trait à la précision du placement d'entités virtuelles, à l'occlusion des objets par l'utilisateur et à la puissance graphique de l'ordinateur utilisé et (iii) établit une base de communication entre un modèle mathématique et un moteur d'interactions. Au niveau pratique, le prototype actuel (i) permet d'ouvrir la voie à un simulateur de l'instrumentation du rachis scoliotique des plus complets qui permettra aux chirurgiens orthopédistes d'identifier la stratégie opératoire la plus prometteuse pour un patient spécifique et aux médecins

résidents de se pratiquer sur des cas virtuels à volonté, (ii) propose une interface de communication rapide avec un modèle biomécanique pour fins de tests et (iii) constitue une base réutilisable pour la création de simulateurs au sein de l'environnement immersif que représente la CAVE.

À la lumière des résultats de l'étude d'utilisabilité, l'avenir du simulateur semble prometteur mais, malgré le travail accompli jusqu'à présent, il reste encore beaucoup d'avenues de recherche à explorer avant d'être en mesure de proposer un outil utilisable par le milieu médical. L'implémentation d'un système de retour d'efforts permettrait d'ajouter la dimension tactile qui fait énormément défaut au prototype actuel et la migration du code vers un cluster d'ordinateurs conventionnels permettrait à la fois d'augmenter les performances et de diminuer la barrière d'entrée pour que les hôpitaux puissent se procurer un tel simulateur. Ceci, sans compter l'amélioration du modèle biomécanique qui se doit de refléter correctement le comportement du rachis d'un patient spécifique et ce, en temps réel, afin que cet outil soit réellement utile. Le présent travail présente toutefois un pas dans la bonne direction.

Références

Aubin, C. E., Describes, J. L. and Dansereau, J. (1995). "Geometrical Modeling of the Spine and Thorax for Biomechanical Analysis of Scoliotic Deformities Using Finite Element Method." Ann. Chir. **49**: 749-761.

Aubin, C. E., Petit, Y., Stokes, I. A. F., Poulin, F., Gardner-Morse, M. G. and Labelle, H. (2003). "Biomechanical Modeling of Posterior Instrumentation of the Scoliotic Spine." Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering **6**(1): 27-32.

Aubin, C. E., Goussev, V. and Petit, Y. (2004). "Biomechanical Modeling of Segmental Instrumentation for Surgical Correction of 3D Spinal Deformities using Euler-Bernoulli Thin-Beam Elastic Deformation Equations." Model. and Sim. in Biomedicine **42**(2): 216-221.

Cobb, J. R. (1948). "Outline for the Study of Scoliosis. Instructional Course Lectures." American Academy of Orthopaedic Surgeons **V**: 261-275.

Cotin, S., Delingette, H., Bro-Nielsen, M., Ayache, N., Clement, J.-M. and Marescaux, J. (1996). Geometric and Physical Representations for a Simulator of Hepatic Surgery. Medicine Meets Virtual Reality 4, San Diego, USA.

Cotrel, Y. and J., D. (1988). "New Universal Instrumentation in Spinal Surgery." Clin. Orthop. **227**: 10-23.

Cruz-Neira, C., Sandin, D., DeFanti, T., Kenyon, R. and Hart, J. (1992). "The CAVE - Audio Visual Experience Automatic Virtual Environment." Communications of the ACM **35**: 65-72.

Dansereau, J., Beauchamps, A., de Guise, J. A. and Labelle, H. (1990). Three-Dimensional Reconstruction of the Spine and the Rib Cage from Stereoradiographic and Imaging Technique. 16th conference of the Canadian Society of Mechanical Engineering, Toronto (Canada).

Dawson, S. (2002). "A Critical Approach to Simulation." Bulletin - American College Of Surgeons **87**(11): 12-18.

Delorme, S., Labelle, H., Poitras, B., Rivard, C.-H., Coillard, C. and Dansereau, J. (2000). "Pre, Per and Post-Operative 3-D Evaluation of Adolescent Idiopathic Scoliosis." J. Of Spinal Disorders **13**(2): 93-101.

Gardner-Morse, M. and Stokes, I. (1994). "Three-Dimensional Simulations of the Scoliosis Derotation Maneuver with Cotrel-Dubousset Instrumentation." J. Of Biomechanics 27(2): 177-181.

Greebkeafm, W. J. and Tovar, M. A. (1994). "Augmenting Reality in Rehabilitation Medicine." Artif. Intell. Med. 6: 289-299.

Hoelzl, A., Fischer, M., Verheyden, A. P. and Josten, C. (2003). Navigation of the Spine - a new Chance for Education and Training. ISCAS - 7th Annual Conference of the International Society for Computer Aided Surgery, Elviesier Science.

Hollands, R. J. and Trowbridge, E. A. (1996). A Virtual Reality Training Tool for the Arthroscopic Treatment of Knee Disabilities. ECDRAT '96, Maidenhead, Berkshire (England).

Jenkins, A. (2003). HED 430 - Health Screening and Appraisal. Washington.

Joint Technical Committee ISO/IEC JTC 1 Information technology, Subcommittee 24, Computer graphics and image processing (2001). "The Virtual Reality Modeling Language, Part 1 - Functional specification and UTF-8 encoding. Amendment 1 - Enhanced interoperability." T. W. D. Consortium: 6-18.

Lamade, W., Glombizza, G., Fischer, L., Chiu, P., Cardenas, C. E. and Thorn, M. (2000). "The Impact of 3-Dimensional Reconstructions on Operation Planning in Liver Surgery." Arch. Surg. 135: 1256-61.

Laxer, E. (1994). "A Further Development in Spinal Instrumentation. Technical Commission for Spinal Surgery of the ASIF." Eur. Spine J. 3(6): 347-352.

LeBorgne, P., Skalli, W., Aubin, C. E., Zeller, R., Dubousset, J., de Guise, J., Dansereau, J. and Lavaste, F. (1998). "Global Finite Element Model of the Spine Dedicated to Biomechanical Scoliosis Analysis." J. of Biomechanics 31(1): 138-138.

Lee, J. H., Ku, J., Kim, H., Cho, W., Kim, B., Kim, I. Y., Lee, J. M., Kim, S. I., Wiederhold, B. K. and Wiederhold, M. D. (2003). Cue Exposure System using Virtual Reality for Nicotine Craving. CyberTherapy Conference Proceedings, San Diego, U.S.A.

Lonstein, J. E. (1995). Moe's Textbook of Scoliosis and Other Spinal Deformities. Philadelphia, W.B. Saunders.

Lonstein, J. E. and Winter, R. L. (1994). "Milwaukee Brace Treatment of Adolescent Idiopathic Scoliosis- Review of 1020 patients." J. Bone Joint Surg. 76(A): 1207-21.

McMillan, S. (2002). SGL. (sgl.sourceforge.net) - Consulté le 14 janvier 2004

Nachemson, A. L. and 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. **77(A)**: 815-22.

National Institute of Arthritis and Musculoskeletal and Skin Diseases: NIAMS (2001). "Questions and Answers about Scoliosis in Children and Adolescents". **01-4862**: 1-6.

Nielsen, J. and Landauer, T. K. (1993). A Mathematical Model of the Finding of Usability Problems. INTERCHI'93, Amsterdam, The Netherlands.

O'Brein, J. P. (2002). "Alternative Treatments for Scoliosis." The Spinal Connection **18(1)**: 2.

Ozell, B. (2003). Voûte d'immersion à Expo Québec 2003. (www.polymtl.ca/rv/expoquebec) - Consulté le 15 mars 2004

Petit, Y., Aubin, C. E. and Labelle, H. (2004). "Patient-Specific Mechanical Properties of a Flexible Multibody Model of the Scoliotic Spine." MBEC **42(1)**: 55-61.

Peuchot, B., Tanguy, A. and Eude, M. (1995). Virtual Reality as an Operative Tool during Scoliosis Surgery. Proceedings of CVRMed'95, Nice, France.

Poston, T. and Serra, L. (1996). "Dextrous Virtual Work." Communications of the ACM **39(5)**: 37-45.

Poulin, F., Aubin, C. E., Stokes, I., Gardner-Morse, M. and Labelle, H. (1998). "Biomechanical Modeling of the Scoliotic Spine Instrumentation using Flexible Mechanisms." Ann. Chir. **52(8)**: 761-767.

R3vis. (2004). OpenRM Scene Graph. (www.openrm.org) - Consulté le 14 janvier 2004

Rao, A. A. and Dumas, G. A. (1991). "Influence of Material Properties on the Mechanical Behaviour of the L5-S1 Intervertebral Disc in Compression - a Nonlinear Finite Element Study." J. Biomed. Eng. **13(2)**: 139-151.

Reiners, D. (2003). OpenSG. (www.opensg.org) - Consulté le 13 janvier 2004

Robb, R. A. (1996). "VR Assisted Surgery Planning." IEEE Engineering in Medicine and Biology: 60-69.

Rothbaum, B. O., Hodges, L. F., Kooper, R., Opdyke, D., Williford, J. and North, M. M. (1995). "Effectiveness of Computer-Generated (Virtual Reality) Graded Exposure in the Treatment of Acrophobia." American Journal of Psychiatry **152**(4): 626-628.

Sadat-Ali, M., al-Habdan, I. and al-Othman, A. (2000). "Adolescent Idiopathic Scoliosis. Is Low Melatonin a Cause?" Joint Bone Spine **67**(1): 62-4.

Schlusberg, D. S., Smith, W. K., Woodward, D. J. and Parkey, R. W. (1988). "Use of Computed Tomography for a 3-Dimensional Treatment Planning System." Comput. Med. Imaging Graph. **12**: 25-32.

Sourin, A., Sourina, O. and Tet Sen, H. (2000). "Virtual Orthopedic Surgery Training." IEEE Computer Graphics And Applications **20**(3): 6-9.

SRS. (2004). Scoliotic Research Society. (www.srs.org) - Consulté le 23 mars 2004

Stokes, I. A. F., Gardner-Morse, M., Aubin, C. E., Poulin, F. and Labelle, H. (1998). "Biomechanical Simulations for Planning of Scoliosis Surgery." Three-Dimensional Analysis of Spinal Deformities **59**: 343-346.

Sutherland, I. E. (1965). The Ultimate Display. Proceedings of IFIPS, New York.

Suzuki, N., Hattori, A., Takatsu, A. and Uchiyama, A. (1998). Virtual Surgery Simulator with Force Feedback Function. Proceedings of the 20th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society.

Tikhonov, A. and Arsenin, V. (1979). Methods for Solving Ill-posed Problems. Washington, D.C., John Wiley and Sons.

Vuskovic, V., Kauer, M., Szeleky, G. and Reidy, M. (2000). Realistic Force Feedback for Virtual Reality Based Diagnostic Surgery Simulators. Proceedings - IEEE International Conference on Robotics and Automation, San Fransisco, CA (USA). IEEE.

Wang, X., Jiang, H., Raso, J., Moreau, M., Mahood, J., Zhao, J. and Bagnall, K. (1997). "Characterization of the Scoliosis that Develops After Pinealectomy in the Chicken and Comparison with Adolescent Idiopathic Scoliosis in Humans." Spine **22**(22): 2626-35.

Zajtcuk, R. and Satava, R. M. (1997). "Medical Applications of Virtual Reality." Communications of the ACM **40**(9): 63-64.

Annexe I

Fichier de données de la salle d'opération

Cette annexe présente le fichier de données utilisé pour décrire la salle de chirurgie. Ce fichier propose à la fois des liens sur les descriptions géométriques des objets à charger mais aussi leurs interrelations actuelles et possibles ainsi que leurs différents comportements

```

//=====
//   Objects properties
//=====

Object:
List: TablesList
File: ./VRML/taledop.wrl
Scaling: 0.36 0.3 0.1875
Translation: -2.1 0 -2.25
Rotation: 0 0 0
Merge: yes
Displacable: yes no yes
Rotable: no yes no
CREATE!

Object:
File: ./VRML/tablemat.wrl
Scaling: 1.8 1 0.8
Rotation: 0 70 0
Translation: 0.2 3.75 -0.8
Merge: yes
Displacable: yes no yes
Rotable: no yes no
CREATE!

//-----

Object:
List: VertebraeList
File: ./VRML/wholespine.wrl
FileLowResolution:
./VRML/wholespine_low.wrl
CreateImage: yes
UseMathModel: yes
Selectable: no
Merge: no
Scaling: 275 275 275
Translation: -0.225 3.325 -1.22
ImageTransparency: 0.3
Displacable: no no no
Rotable: no no no
ListRotation: 0 180 90
CREATE!

Object:
List: PhoenixTransparentObjectsList
File: ./VRML/wholespine_lowres.wrl
CreateImage: no
UseMathModel: no
Selectable: no
Merge: no
Scaling: 275 275 275
Translation: -0.225 3.325 -1.22
Transparency: 0.35
Displacable: no no no
Rotable: no no no
ListRotation: 0 180 90
CREATE!

//-----

Object:
List: RoomList
File: ./VRML/salledop.wrl
Selectable: no
CreateImage: no
Scaling: 0.6825 0.625 0.305

Translation: 0 9.6 0
Rotation: 90 0 0
Merge: no
Displacable: no no no
Rotable: no no no
DisplacableIfLinked: no no no
RotableIfLinked: no no no
CREATE!

Object:
File: ./VRML/salledop-floor.wrl
Selectable: no
CreateImage: no
Scaling: 0.684 0.625 0.626
Translation: -5 0 -5.01
Rotation: 0 0 0
Merge: yes
Displacable: no no no
Rotable: no no no
DisplacableIfLinked: no no no
RotableIfLinked: no no no
CREATE!

//-----

Object:
List: RodsList
File: ./VRML/rod18cm.wrl
Seed: yes
PopUpStatus: master
Translation: 0.4 -0.12 1.225
Rotation: 0 70 0
Hidable: yes
ApplyGravity: no
DisplacableIfLinked: no no no
RotableIfLinked: no no no
CREATE!

Object:
File: ./VRML/rod9cm.wrl
Seed: yes
PopUpStatus: slave
Translation: 0.25 -0.12 1.225
Rotation: 0 70 0
Hidable: yes
ApplyGravity: no
DisplacableIfLinked: no no no
RotableIfLinked: no no no
CREATE!

//-----

Object:
List: ScrewsList
File: ./VRML/screw.wrl
Seed: yes
PopUpStatus: master
Hidable: yes
CreateImage: yes
ApplyGravity: yes
Merge: yes
UseSelectionTool: yes
Scaling: 8000 8000 4000
Translation: 0.7 3.88 -1.35
Rotation: -90 0 0
ImageTransparency: 0.99
DisplacableIfLinked: no no no

```



```

RotableIfLinked: no no no
CREATE!

Object:
File: ./VRML/8612735-a_pr2.wrl
FileLowResolution: ./VRML/8612735-
a_pr2_lowres.wrl
Seed: yes
PopUpStatus: slave
Hidable: yes
CreateImage: yes
ApplyGravity: yes
Merge: yes
UseSelectionTool: yes
Scaling: 0.5 0.5 0.5
Translation: 0.625 3.825 -1.25
Rotation: 90 0 0
ImageTransparency: 0.99
DisplacableIfLinked: no no no
RotableIfLinked: no no no
CREATE!

Object:
File: ./VRML/8612640-a_pr2.wrl
FileLowResolution: ./VRML/8612640-
a_pr2_lowres.wrl
Seed: yes
PopUpStatus: slave
Hidable: yes
CreateImage: yes
ApplyGravity: yes
Merge: yes
UseSelectionTool: yes
Scaling: 0.5 0.5 0.5
Translation: 0.9 3.825 -1.325
Rotation: 90 0 0
ImageTransparency: 0.99
DisplacableIfLinked: no no no
RotableIfLinked: no no no
CREATE!

Object:
File: ./VRML/8612340-c_pr2.wrl
FileLowResolution: ./VRML/8612340-
c_pr2_lowres.wrl
Seed: yes
PopUpStatus: slave
Hidable: yes
CreateImage: yes
ApplyGravity: yes
Merge: yes
UseSelectionTool: yes
Scaling: 0.5 0.5 0.5
Translation: 0.825 3.77 -1.175
Rotation: 180 0 0
ImageTransparency: 0.99
DisplacableIfLinked: no no no
RotableIfLinked: no no no
CREATE!

//-----

Object:
List: MaterialsList
File: ./VRML/rail.wrl
Selectable: no
Scaling: 0.8 1 1

Rotation: -90 0 0
Translation: -5 6.7 -2
Displacable: no no no
Rotable: no no no
DisplacableIfLinked: no no no
RotableIfLinked: no no no
CREATE!

Object:
Selectable: no
Scaling: 0.8 1 1
Rotation: -90 0 0
Translation: -5 6.7 -1
Displacable: no no no
Rotable: no no no
DisplacableIfLinked: no no no
RotableIfLinked: no no no
CREATE!

Object:
File: ./VRML/portelampe.wrl
Scaling: 1 0.935 1
Rotation: -90 0 0
Translation: -1 7.05 -1.465
Displacable: yes no no
Rotable: no no no
DisplacableIfLinked: yes no no
RotableIfLinked: no no no
CREATE!

Object:
File: ./VRML/braslampe.wrl
Selectable: no
Merge: yes
Scaling: 1 1 1
Rotation: 0 60 0
Translation: -0.96 6.375 -1.115
Displacable: no no no
Rotable: no no no
DisplacableIfLinked: no no no
RotableIfLinked: no no no
CREATE!

Object:
Selectable: no
Merge: yes
Scaling: 1 1 1
Rotation: 0 -60 0
Translation: -0.05 6.375 -1.115
Displacable: no no no
Rotable: no no no
DisplacableIfLinked: no no no
RotableIfLinked: no no no
CREATE!

Object:
Selectable: no
Merge: yes
Scaling: 1 1 1
Rotation: 0 180 0
Translation: -0.5 6.375 -0.3
Displacable: no no no
Rotable: no no no
DisplacableIfLinked: no no no
RotableIfLinked: no no no
CREATE!

```

```

Object:
File: ./VRML/baselampe.wrl
Selectable: no
Merge: yes
Scaling: 1 1 1
Rotation: -90 0 0
Translation: -0.5 6.4 -1.425
Rotable: no no no
DisplacableIfLinked: no no no
RotableIfLinked: no no no
CREATE!

Object:
File: ./VRML/lampe.wrl
Merge: yes
Scaling: 1 1 1
Rotation: 0 0 0
Translation: -1.515 6.29 -1.97
Displacable: no no no
Rotable: no yes no
DisplacableIfLinked: yes no yes
RotableIfLinked: no yes no
CREATE!

Object:
Merge: yes
Scaling: 1 1 1
Rotation: 0 0 0
Translation: 0.5 6.29 -1.9615
Displacable: no no no
Rotable: no yes no
DisplacableIfLinked: yes no yes
RotableIfLinked: no yes no
CREATE!

Object:
Merge: yes
Scaling: 1 1 1
Rotation: 0 0 0
Translation: -0.503 6.29 -0.185
Displacable: no no no
Rotable: no yes no
DisplacableIfLinked: yes no yes
RotableIfLinked: no yes no
CREATE!

//-----

Object:
List: ArmoireList
File: ./VRML/armoire1.wrl
Scaling: 0.8 0.35 1
Translation: 3.15 2.85 -4.7
Rotation: 180 0 0
Selectable: yes
Merge: yes
Displacable: yes no yes
Rotable: no yes no
DisplacableIfLinked: no no no
RotableIfLinked: no no no
CREATE!

Object:
File: ./VRML/armoire21.wrl
Scaling: 0.8 0.35 1
Translation: 0.7 2.85 4.4
Rotation: 0 -90 0
Selectable: no
Merge: yes
Displacable: no no no
Rotable: no no no
DisplacableIfLinked: no no no
RotableIfLinked: no no no
CREATE!

Object:
File: ./VRML/armoire22.wrl
Scaling: 0.8 0.35 1
Translation: 4.75 2.87 5.6
Rotation: 0 -90 0
Selectable: no
Merge: yes
Displacable: no no no
Rotable: no no no
DisplacableIfLinked: no no no
RotableIfLinked: no no no
CREATE!

//-----

Object:
List: XrayList
File: ./VRML/spinepa.wrl
Scaling: 60 60 60
Translation: -4.8 4.5 1
Rotation: 90 90 0
Selectable: no
Merge: no
Displacable: no no no
Rotable: no no no
DisplacableIfLinked: no no no
RotableIfLinked: no no no
CREATE!

Object:
File: ./VRML/spinelat.wrl
Scaling: 60 60 60
Translation: -4.8 4.5 -1.5
Rotation: 90 90 0
Selectable: no
Merge: no
Displacable: no no no
Rotable: no no no
DisplacableIfLinked: no no no
RotableIfLinked: no no no
CREATE!

Object:
File: ./VRML/radios.wrl
Scaling: 45 45 55
Translation: -4.95 4.5 -0.25
Rotation: 0 0 90
Selectable: no
Merge: no
Displacable: no no no
Rotable: no no no
DisplacableIfLinked: no no no
RotableIfLinked: no no no
CREATE!

//-----

Object:

```

```

List: HumanList
File: ./VRML/man.wrl
Merge: yes
Selectable: no
Scaling: 1.1 1.25 1.2
Rotation: 90 0 90
Translation: -0.3 3.2 -2.5
Rotable: no no no
DisplacableIfLinked: no no no
RotableIfLinked: no no no
CREATE!

//-----

Object:
List: ClothList
File: ./VRML/cloth-new.wrl
Merge: no
Selectable: no
Scaling: 0.315 1 1.25
Rotation: 90 -90 0
Translation: 0.125 2.65 -2.3
Rotable: no no no
DisplacableIfLinked: no no no
RotableIfLinked: no no no
CREATE!

//-----

Object:
List: ZapList
File: ./VRML/zap.wrl
Merge: no
Selectable: yes
ApplyGravity: no
Scaling: 800 800 900
Rotation: 0 -70 0
Translation: 0.8 3.785 -0.925
Displacable: yes yes yes
Rotable: yes yes yes
DisplacableIfLinked: yes yes yes
RotableIfLinked: yes yes yes
CREATE!

//-----

Display:
List: DisplayerList
File: ./VRML/displayer.wrl
Selectable: no
Scaling: 1.55 0.45 2.5
Rotation: 0 20 0
Translation: 0 4.5 -2.75
Transparency: 0.01
Displacable: yes yes yes
Rotable: yes yes yes
DisplacableIfLinked: yes yes yes
RotableIfLinked: yes yes yes
CREATE!

//-----

Button:
List: ButtonsList
File: ./VRML/zoombutton.wrl
Scaling: 1200 1200 1200
Translation: 0.85 3.795 -0.935
Rotation: 0 -70 0
Merge: yes
Displacable: no no no
Rotable: no no no
DisplacableIfLinked: yes yes yes
RotableIfLinked: yes yes yes
TargetList: DisplayerList
TargetNumber: 1
Effects: IncreaseZoom 1
CREATE!

Button:
Scaling: 1200 1200 1200
Translation: 0.8 3.795 -0.915
Rotation: 180 -70 0
Merge: yes
Displacable: no no no
Rotable: no no no
DisplacableIfLinked: yes yes yes
RotableIfLinked: yes yes yes
TargetList: DisplayerList
TargetNumber: 1
Effects: DecreaseZoom 1
CREATE!

//-----

Light:
List: LightsList
LightPosition: -1.515 5.5 -1.97
LightDirection: 0.0 -1.0 0.0
LightDiffuse: 0.7 0.7 0.7 0.0
LightSpecular: 0.0 0.0 0.0 0.0
LightSpotCutOff: 35
CREATE!

Light:
LightPosition: 0.5 5.5 -1.9615
LightDirection: 0.0 -1.0 0.0
LightDiffuse: 0.7 0.7 0.7 0.0
LightSpecular: 0.0 0.0 0.0 0.0
LightSpotCutOff: 35
CREATE!

Light:
LightPosition: -0.503 5.5 -0.185
LightDirection: 0.0 -1.0 0.0
LightDiffuse: 0.7 0.7 0.7 0.0
LightSpecular: 0.0 0.0 0.0 0.0
LightSpotCutOff: 35
CREATE!

//-----

ObjectPropagationProperties:
List: VertebraeList
ObjectNumber: 1
PropagateTransformationToParents: no
PropagateSelectionToParents: no
CREATE!

ObjectPropagationProperties:
List: MaterialsList
ObjectNumber: 4
PropagateTransformationToParents: no
PropagateSelectionToParents: no
CREATE!

```

```

ObjectPropagationProperties:
List: MaterialsList
ObjectNumber: 5
PropagateTransformationToParents: no
PropagateSelectionToParents: no
CREATE!

ObjectPropagationProperties:
List: MaterialsList
ObjectNumber: 6
PropagateTransformationToParents: no
PropagateSelectionToParents: no
CREATE!

ObjectPropagationProperties:
List: ScrewsList
ObjectNumber: 1
PropagateTransformationToParents: yes
CREATE!

ObjectPropagationProperties:
List: ScrewsList
ObjectNumber: 2
PropagateTransformationToParents: no
CREATE!

ObjectPropagationProperties:
List: ScrewsList
ObjectNumber: 3
PropagateTransformationToParents: no
CREATE!

ObjectPropagationProperties:
List: ScrewsList
ObjectNumber: 4
PropagateTransformationToParents: no
CREATE!

ObjectPropagationProperties:
List: TablesList
ObjectNumber: 2
PropagateTransformationToParents: no
CREATE!

ObjectPropagationProperties:
List: ZapList
ObjectNumber: 1
PropagateTransformationToParents: no
CREATE!

//=====
// Objects relationships
//=====

Hierarchies:
ParentList: VertebraeList
ChildList: ScrewsList
ChildToParentMaximumNumberOfLinks: 1
ChildToParentAutoLink: yes
ChildToParentAutoDelink: yes
ChildToParentPropagateForces: yes
ParentToChildAutoLink: no
ParentToChildAutoDelink: no
DisplacementPrecisionFactor: 2
RotationPrecisionFactor: 3
Mode: Onto
CREATE!

Hierarchies:
ParentList: TablesList
ChildList: RodsList
ChildToParentAutoLink: yes
ChildToParentAutoDelink: yes
ParentToChildAutoLink: no
ParentToChildAutoDelink: no
Mode: Onto
CREATE!

Hierarchies:
ParentList: TablesList
ChildList: ScrewsList
ChildToParentAutoLink: yes
ChildToParentAutoDelink: yes
ParentToChildAutoLink: no
ParentToChildAutoDelink: no
Mode: Onto
CREATE!

Hierarchies:
ParentList: RodsList
ChildList: ScrewsList
KeepMathModelModifIfConnected: yes
ChildToParentAutoLink: yes
ChildToParentAutoDelink: no
ParentToChildAutoLink: no
ParentToChildAutoDelink: yes
Mode: Onto
CREATE!

Hierarchies:
ParentList: TablesList
ChildList: ZapList
ChildToParentAutoLink: yes
ChildToParentAutoDelink: yes
ParentToChildAutoLink: no
ParentToChildAutoDelink: no
Mode: Onto
CREATE!

//-----
// Attach the vertebrae together
// to form the spine.

Links:
ParentList: VertebraeList
ChildList: VertebraeList
ParentNumber: 1
ChildNumber: 2

Links:
ParentList: VertebraeList
ChildList: VertebraeList
ParentNumber: 2
ChildNumber: 3

Links:
ParentList: VertebraeList
ChildList: VertebraeList
ParentNumber: 3
ChildNumber: 4

Links:
ParentList: VertebraeList

```

ChildList: VertebraeList
 ParentNumber: 4
 ChildNumber: 5

Links:
 ParentList: VertebraeList
 ChildList: VertebraeList
 ParentNumber: 5
 ChildNumber: 6

Links:
 ParentList: VertebraeList
 ChildList: VertebraeList
 ParentNumber: 6
 ChildNumber: 7

Links:
 ParentList: VertebraeList
 ChildList: VertebraeList
 ParentNumber: 7
 ChildNumber: 8

Links:
 ParentList: VertebraeList
 ChildList: VertebraeList
 ParentNumber: 8
 ChildNumber: 9

Links:
 ParentList: VertebraeList
 ChildList: VertebraeList
 ParentNumber: 9
 ChildNumber: 10

Links:
 ParentList: VertebraeList
 ChildList: VertebraeList
 ParentNumber: 10
 ChildNumber: 11

Links:
 ParentList: VertebraeList
 ChildList: VertebraeList
 ParentNumber: 11
 ChildNumber: 12

Links:
 ParentList: VertebraeList
 ChildList: VertebraeList
 ParentNumber: 12
 ChildNumber: 13

Links:
 ParentList: VertebraeList
 ChildList: VertebraeList
 ParentNumber: 13
 ChildNumber: 14

Links:
 ParentList: VertebraeList
 ChildList: VertebraeList
 ParentNumber: 14
 ChildNumber: 15

Links:
 ParentList: VertebraeList
 ChildList: VertebraeList
 ParentNumber: 15

ChildNumber: 16

Links:
 ParentList: VertebraeList
 ChildList: VertebraeList
 ParentNumber: 16
 ChildNumber: 17

// Attach the shadowed vertebrae together
 // to form the shadowed spine.

Links:
 ParentList: PhoenixTransparentObjectsList
 ChildList: PhoenixTransparentObjectsList
 ParentNumber: 1
 ChildNumber: 2

Links:
 ParentList: PhoenixTransparentObjectsList
 ChildList: PhoenixTransparentObjectsList
 ParentNumber: 2
 ChildNumber: 3

Links:
 ParentList: PhoenixTransparentObjectsList
 ChildList: PhoenixTransparentObjectsList
 ParentNumber: 3
 ChildNumber: 4

Links:
 ParentList: PhoenixTransparentObjectsList
 ChildList: PhoenixTransparentObjectsList
 ParentNumber: 4
 ChildNumber: 5

Links:
 ParentList: PhoenixTransparentObjectsList
 ChildList: PhoenixTransparentObjectsList
 ParentNumber: 5
 ChildNumber: 6

Links:
 ParentList: PhoenixTransparentObjectsList
 ChildList: PhoenixTransparentObjectsList
 ParentNumber: 6
 ChildNumber: 7

Links:
 ParentList: PhoenixTransparentObjectsList
 ChildList: PhoenixTransparentObjectsList
 ParentNumber: 7
 ChildNumber: 8

Links:
 ParentList: PhoenixTransparentObjectsList
 ChildList: PhoenixTransparentObjectsList
 ParentNumber: 8
 ChildNumber: 9

Links:
 ParentList: PhoenixTransparentObjectsList
 ChildList: PhoenixTransparentObjectsList
 ParentNumber: 9
 ChildNumber: 10

Links:
 ParentList: PhoenixTransparentObjectsList

```

ChildList: PhoenixTransparentObjectsList // Attach the implants table
ParentNumber: 10 // to the surgery table
ChildNumber: 11

Links:
ParentList: PhoenixTransparentObjectsList
ChildList: PhoenixTransparentObjectsList
ParentNumber: 11
ChildNumber: 12

Links:
ParentList: PhoenixTransparentObjectsList
ChildList: PhoenixTransparentObjectsList
ParentNumber: 13
ChildNumber: 14

Links:
ParentList: PhoenixTransparentObjectsList
ChildList: PhoenixTransparentObjectsList
ParentNumber: 13
ChildNumber: 14

Links:
ParentList: PhoenixTransparentObjectsList
ChildList: PhoenixTransparentObjectsList
ParentNumber: 14
ChildNumber: 15

Links:
ParentList: PhoenixTransparentObjectsList
ChildList: PhoenixTransparentObjectsList
ParentNumber: 15
ChildNumber: 16

Links:
ParentList: PhoenixTransparentObjectsList
ChildList: PhoenixTransparentObjectsList
ParentNumber: 16
ChildNumber: 17

// Attach the first vertebra
// to the surgery table

Links:
ParentList: TablesList
ChildList: VertebraeList
ParentNumber: 1
ChildNumber: 1

// Attach the first shadowed vertebra
// to the surgery table

Links:
ParentList: TablesList
ChildList: PhoenixTransparentObjectsList
ParentNumber: 1
ChildNumber: 1

// Attach the human body
// to the surgery table

Links:
ParentList: TablesList
ChildList: HumanList
ParentNumber: 1
ChildNumber: 1

Links:
ParentList: TablesList
ChildList: TablesList
ParentNumber: 1
ChildNumber: 2

// Attach the surgery cloth
// to the surgery table

Links:
ParentList: TablesList
ChildList: ClothList
ParentNumber: 1
ChildNumber: 1

// Attach the remote control
// to the implants table

Links:
ParentList: TablesList
ChildList: ZapList
ParentNumber: 2
ChildNumber: 1

// Attach the remote buttons
// to the remote control

Links:
ParentList: ZapList
ChildList: ButtonsList
ParentNumber: 1
ChildNumber: 1

Links:
ParentList: ZapList
ChildList: ButtonsList
ParentNumber: 1
ChildNumber: 2

// Attach the rods to the
// tools table

Links:
ParentList: TablesList
ChildList: RodsList
ParentNumber: 2
ChildNumber: 1

Links:
ParentList: TablesList
ChildList: RodsList
ParentNumber: 2
ChildNumber: 2

// Attach the screws to the
// tools table

Links:
ParentList: TablesList
ChildList: ScrewsList
ParentNumber: 2
ChildNumber: 1

Links:

```

```

ParentList: TablesList
ChildList: ScrewsList
ParentNumber: 2
ChildNumber: 2

```

```

Links:
ParentList: TablesList
ChildList: ScrewsList
ParentNumber: 2
ChildNumber: 3

```

```

Links:
ParentList: TablesList
ChildList: ScrewsList
ParentNumber: 2
ChildNumber: 4

```

```

// Attach the lamps to the
// lamps arms.

```

```

Links:
ParentList: MaterialsList
ChildList: MaterialsList
ParentNumber: 4
ChildNumber: 8

```

```

Links:
ParentList: MaterialsList
ChildList: MaterialsList
ParentNumber: 5
ChildNumber: 9

```

```

Links:
ParentList: MaterialsList
ChildList: MaterialsList
ParentNumber: 6
ChildNumber: 10

```

```

// Attach the lights arms to
// the lights support.

```

```

Links:
ParentList: MaterialsList
ChildList: MaterialsList
ParentNumber: 7
ChildNumber: 4

```

```

Links:
ParentList: MaterialsList
ChildList: MaterialsList
ParentNumber: 7
ChildNumber: 5

```

```

Links:
ParentList: MaterialsList
ChildList: MaterialsList
ParentNumber: 7
ChildNumber: 6

```

```

// Attach the lights support
// to the lights base.

```

```

Links:
ParentList: MaterialsList
ChildList: MaterialsList
ParentNumber: 3
ChildNumber: 7

```

```

// Attach the lights to
// the lamps.

```

```

Links:
ParentList: MaterialsList
ChildList: LightsList
ParentNumber: 8
ChildNumber: 1

```

```

Links:
ParentList: MaterialsList
ChildList: LightsList
ParentNumber: 9
ChildNumber: 2

```

```

Links:
ParentList: MaterialsList
ChildList: LightsList
ParentNumber: 10
ChildNumber: 3

```

```

RotationLinks:
ParentList: MaterialsList
ChildList: MaterialsList
ParentNumber: 7
ChildNumber: 8

```

```

RotationLinks:
ParentList: MaterialsList
ChildList: MaterialsList
ParentNumber: 7
ChildNumber: 9

```

```

RotationLinks:
ParentList: MaterialsList
ChildList: MaterialsList
ParentNumber: 7
ChildNumber: 10

```

Annexe II

Questionnaire de l'étude d'utilisabilité

Cette annexe présente le questionnaire rempli pour chaque participant lors de l'étude d'utilisabilité du simulateur de chirurgie du rachis scoliothique en réalité virtuelle effectuée à l'été 2002.

Simulateur de chirurgie du rachis scoliothique en RV

Étude d'utilisabilité

Informations personnelles

Nom :	
Profession :	
Date :	

Réalisme

Patient:	①	②	③	④	⑤
Matériel (armoire, tables, éclairage...):	①	②	③	④	⑤
Implants chirurgicaux:	①	②	③	④	⑤
Colonne vertébrale:	①	②	③	④	⑤

Commentaires: _____

Interface

Facilité d'apprentissage:	①	②	③	④	⑤
Facilité d'utilisation:	①	②	③	④	⑤
Interface intuitive, prédictible:	①	②	③	④	⑤

Commentaires: _____

Immersion

Immersion globale:	1	2	3	4	5
Fluidité et temps de réponse:	1	2	3	4	5

Commentaires: _____

Tâches

Planification chirurgicale réaliste:	1	2	3	4	5
Modèle biomécanique:	1	2	3	4	5

Commentaires: _____

Utilité

Formation des médecins:	1	2	3	4	5
Planification chirurgicale cas par cas:	1	2	3	4	5
Compréhension de la biomécanique globale:	1	2	3	4	5

Commentaires: _____

Échelle allant de 1 (tout à fait en désaccord / faible) à 5 (tout à fait d'accord / parfait).