

**Titre:** Prototype d'un guide chirurgical personnalisé pour l'installation de  
vis pédiculaires  
Title: vis pédiculaires

**Auteur:** Florent Salako  
Author: Florent Salako

**Date:** 2001

**Type:** Mémoire ou thèse / Dissertation or Thesis

**Référence:** Salako, F. (2001). Prototype d'un guide chirurgical personnalisé pour l'installation  
de vis pédiculaires [Mémoire de maîtrise, École Polytechnique de Montréal].  
Citation: PolyPublie. <https://publications.polymtl.ca/6976/>

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

**URL de PolyPublie:** <https://publications.polymtl.ca/6976/>  
PolyPublie URL: <https://publications.polymtl.ca/6976/>

**Directeurs de  
recherche:** Carl-Éric Aubin, & Clément Fortin  
Advisors:

**Programme:** Non spécifié  
Program:

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

PROTOTYPE D'UN GUIDE CHIRURGICAL PERSONNALISÉ POUR  
L'INSTALLATION DE VIS PÉDICULAIRES

FLORENT SALAKO

DÉPARTEMENT DE GÉNIE MÉCANIQUE

ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

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

AVRIL 2001



**National Library  
of Canada**

**Acquisitions and  
Bibliographic Services**

**395 Wellington Street  
Ottawa ON K1A 0N4  
Canada**

**Bibliothèque nationale  
du Canada**

**Acquisitions et  
services bibliographiques**

**395, rue Wellington  
Ottawa ON K1A 0N4  
Canada**

*Your file Votre référence*

*Our file Notre référence*

**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.**

**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 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.**

**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.**

0-612-65591-1

**Canada**

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL  
ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

Ce mémoire intitulé :

PROTOTYPE D'UN GUIDE CHIRURGICAL PERSONNALISÉ POUR  
L'INSTALLATION DE VIS PÉDICULAIRES

présenté par : SALAKO Florent

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

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

M. PEGNA Joseph, Ph.D., président

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

M. FORTIN Clément, Ph.D., membre et codirecteur de recherche

M. DE GUISE Jacques A., Ph.D., membre



*À Chantal et Sylvain,  
David, Sandrine et Aurélie,  
À Pierrette.  
La distance n'éloigne pas du cœur.*

## REMERCIEMENTS

Je tiens sincèrement à adresser mes remerciements au D<sup>r</sup> Carl-Éric Aubin, mon directeur de recherche et professeur agrégé à l'École Polytechnique de Montréal (ÉPM) pour m'avoir proposé ce sujet de recherche. Son dynamisme et sa rigueur scientifique m'ont permis de réaliser les différentes étapes de ce projet. Aussi, sa patience, ses encouragements et son enthousiasme ont été vivement appréciés. Je désire également adresser mes remerciements au D<sup>r</sup> Clément Fortin, mon codirecteur de recherche, professeur titulaire à l'École Polytechnique de Montréal, pour les opportunités offertes et dont les conseils pertinents ont contribué à mon évolution au cours du projet.

Mon travail de maîtrise a été réalisé en partie au Centre de Recherche de l'Hôpital Ste-Justine de Montréal. À cet effet, je tiens à remercier le D<sup>r</sup> Hubert Labelle, chirurgien orthopédiste, pour son implication et son apport clinique. D'autre part, je remercie M<sup>lle</sup> Marie Beauséjour, directrice des opérations du Laboratoire Informatique de Scoliose 3D (LIS3D) et du Laboratoire de Modélisation Biomécanique et de Chirurgie Assistée par Ordinateur (LMBCAO), de même que M. Yvan Petit, étudiant au doctorat et ancien directeur des opérations, avec qui de nombreux échanges, toujours soutenus, ont contribué à faire évoluer le projet. J'exprime aussi toute ma reconnaissance au personnel de recherche, et en particulier à Sébastien Delorme, associé de recherche, Julie Joncas, infirmière de recherche, Jean-Marc Mac-Thiong, étudiant en médecine, Delphine Périé, stagiaire post-doctorale, et Eltha Parfait, associée de recherche, pour les nombreux conseils, discussions et supports techniques.

Mon travail a aussi été réalisé à l'ÉPM. À ce titre, je tiens à remercier le Centre Prototech, pour son soutien technique et la production des guides par prototypage rapide. En particulier, j'adresse mes remerciements à M. Guy Létourneau, directeur du Centre, et à M. Sylvain Masounave, chef de groupe prototypage et outillage rapide, avec qui de nombreux échanges scientifiques et personnels m'ont permis d'élargir ma réflexion. De

même, le support offert par M. Alain Robidoux, analyste sections enseignement et recherche au service informatique de l'ÉPM, par sa disponibilité et sa réactivité ont permis l'aboutissement du projet. Je lui en suis extrêmement reconnaissant.

Enfin, j'adresse mes remerciements à tous les étudiants et amis côtoyés pour leur soutien moral quotidien et, en particulier, à Muriel Vaiton, Nadine Lalonde et Isabelle Bélanger (courage Isabelle !). Je n'oublie pas non plus Nicolas Bier, Ianic Brisson, Mathieu Dumouchel, Dominick Lauzon, Patrick Piquette, Steve Rochon de même que Chantal Richer et Sébastien Langlois, Claude Neis, Dave Fortin et Philippe Vinet pour leur support de chaque instant.

Je tiens à exprimer ma profonde reconnaissance à mes parents, mon frère, ma belle-sœur de même qu'à ma grand-mère pour leur dévouement, leur confiance, leur compréhension et leur soutien.

Ce travail de recherche a été subventionné par le Conseil de Recherches Médicales du Canada et le Fonds pour la Formation de Chercheurs et l'Aide à la Recherche du Québec.

## RÉSUMÉ

La scoliose idiopathique est une déformation tridimensionnelle de la colonne vertébrale et de la cage thoracique nécessitant dans ses formes les plus graves une intervention chirurgicale. La colonne vertébrale est alors corrigée à l'aide de tiges ancrées aux vertèbres par des crochets et des vis fixées au travers des pédicules. Ces derniers ne sont pas visibles durant l'opération et le chirurgien doit les situer et trouver leur orientation « mentalement » à partir de la surface postérieure de la vertèbre. 10 à 45 % des vis sont mal placées et une perforation de la paroi corticale pédiculaire peut entraîner des blessures neurales, vasculaires ou viscérales. Deux types d'aide chirurgicale pour placer ces vis existent : un logiciel, des systèmes de chirurgie assistée par ordinateur et un matériel, un guide chirurgical. Ils réduisent le nombre de vis mal placées à moins de 10 %. Ils nécessitent une planification préopératoire sur un modèle 3D et utilisent soit un recalage informatique ou physique pour suivre une direction de perçage prédéterminée. Par contre, ils nécessitent des appareils supplémentaires en salle d'opération ou sont spécifiques à une vertèbre donnée. Le but de ce projet de maîtrise était donc de concevoir, fabriquer et valider un guide chirurgical personnalisé d'aide à l'installation des vis pédiculaires.

Deux guides ont été développés. Le premier se recalcule sur la vertèbre par un contact surface-surface complet. Un modèle 3D issu d'une reconstruction à partir d'un CT-scan sert à générer un fichier STEP et permet d'importer la géométrie de la vertèbre sur le logiciel de conception assistée par ordinateur CATIA 4.2.0. Un solide est construit par représentation frontalière (« B-Rep ») et le guide est modélisé par primitives solides (« CSG »). Le trou de guidage du foret de perçage est créé avec un cylindre soustrait du guide et aligné avec le pédicule du modèle 3D. La surface d'appui du guide sur la vertèbre est une empreinte de celle-ci. Un fichier STL a été généré pour construire le guide et la vertèbre par prototypage rapide sur une imprimante 3D (Z-402 de Z-Corporation) en poudre de cellulose infiltrée de polyuréthane.

Bien que théoriquement performante, cette solution est limitée par l'imprécision du CT-scan et du procédé de fabrication. De plus, le matériau utilisé n'est ni stérilisable ni biocompatible. L'imprécision des surfaces de contact et la forme irrégulière de la partie postérieure de la vertèbre (surfaces gauches) ne permettent pas d'obtenir un recalage précis et stable, éliminant ainsi la colinéarité entre l'axe de perçage et l'axe du pédicule. Enfin, le protocole de développement et de fabrication est relativement long.

Un second guide a alors été développé. Il utilise un recalage points-surface (4 points) sur l'apophyse épineuse de la vertèbre et deux points d'appuis supplémentaires pour stabiliser le guide sur la vertèbre. Le principe de réglage développé utilise deux groupes de deux vis parallèles entre elles et placées en série pour ajuster la position et l'orientation de perçage dans les plans vertical et horizontal. Pour pouvoir calculer les longueurs de réglage des vis, un programme a été développé, sur Matlab, pour calculer par cinématique inverse six longueurs d'ajustement en se servant de la vertèbre issue de la reconstruction 3D et de la droite de perçage définie par le chirurgien lors de la planification de la chirurgie.

Le second guide, modélisé sous CATIA 4.2.0, est composé de 30 pièces permettant d'assurer quatre fonctions : recaler le guide sur la vertèbre, maintenir le guide en place, donner l'orientation de la droite de perçage et guider l'outil du chirurgien. Il se recalc sur l'apophyse épineuse et une pince sous-épineuse le maintient en place par l'intermédiaire d'une pince chirurgicale porte implant latéral de Sofamor-Danek. Le guide est fixé à la pince par des vis et des ergots servent à son positionnement lors de l'assemblage. Avant la construction d'un prototype fonctionnel en acier inoxydable, les positions et mouvements relatifs de chaque pièce ont été vérifiés par une analyse cinématique, et un prototype en polycarbonate a été construit par frittage sélectif de poudre.

Des essais expérimentaux ont été effectués par un chirurgien pour le perçage de 70 trous pédiculaires sur 9 colonnes lombaires (L1-L4) synthétiques. 9 trous, sur le niveau L3-D avaient une erreur systématique de placement dû à une erreur d'ajustement du guide. Sur les 61 trous restants, 91.8 % de trous percés sont placés dans le pédicule ou perforent la

paroi pédiculaire de moins d'un millimètre (91.4 % à gauche et 92.3 % à droite). Le décalage le plus fréquemment observé est un perçage médial (36.1 % des trous). Pour les trous hors pédicule, la hauteur de corde de sortie est une moyenne de  $0.89 \pm 0.57$  mm. Le point d'entrée obtenu avec le guide est similaire au point d'entrée déterminé par la technique de Roy-Camille. Les angles de perçage obtenus avec le guide dans le plan transverse sont similaires aux angles visés. Il s'agit du plan le plus dangereux pour le pédicule car les sorties médiales sont les plus critiques à cause de la proximité de la moelle épinière et des racines nerveuses.

Le second guide développé est la première solution connue utilisant un système de réglage de la droite de perçage par ajustement des vis, permettant ainsi d'avoir un guide générique utilisable sur plusieurs vertèbres lombaires de plusieurs patients ou même d'avoir un guide ajustable pendant l'opération. Son principe de recalage par contact points-surface est unique et diminue les problèmes de configuration de recalage liés à un contact surfacique complet avec des surfaces gauches ayant un faible rayon de courbure.

L'utilisation d'un guide de perçage en chirurgie devrait permettre d'améliorer le taux de placement des vis pédiculaires tout en utilisant un système simple à mettre en place pendant la chirurgie et ne demandant que peu d'étapes au chirurgien autre qu'une exposition complète des surfaces de contact sur la vertèbre (nécessitant en moyenne 35 s de plus par vertèbre qu'une exposition simple) pour obtenir un meilleur recalage. L'utilisation de ce guide n'élimine cependant pas la nécessité de connaître la morphologie du pédicule et d'avoir un savoir-faire dans la pose de vis pédiculaires. Un tel guide permet d'aider le chirurgien en permettant de poser un geste chirurgical systématique et fiable, améliorant ainsi la précision et la sécurité de l'insertion de la vis.

## ABSTRACT

Idiopathic scoliosis is a three-dimensional deformation of the spine and the rib cage requiring a surgical correction in its most serious forms. During the procedure, the surgeon installs an instrumentation composed of rods attached to the vertebra, with hooks and screws. The latter are inserted through the pedicle, which is not visible during the operation. The surgeon must then mentally locate and find the orientation of the pedicle from the posterior surface of the vertebra. 10 to 45 % of the screws are misplaced and a perforation of the pedicular cortical wall can result in neural, vascular or visceral wounds. Two types of surgical assistance systems exist to place these screws: computer-assisted surgical systems (software oriented assistance) and surgical templates (physical oriented). They reduce the number of misplaced screws to less than 10 %. They require a preoperative planning using a 3D model of the vertebra and use a computer or physical-based registration to follow a predetermined direction of drilling. However, they either imply additional apparatus in the operative room or are specific to a given vertebra and patient. Therefore, the goal of this master project was to conceive, manufacture and validate a personalised surgical template for pedicle screw insertion.

Two templates were developed. The first is registered on the vertebra by a complete surface-to-surface contact. From a 3D model built from CT-scan images of the vertebra, a STEP file is generated to import the geometry of the vertebra on a computer-aided design software, CATIA 4.2.0. A solid model is built by boundary representation, and the template is modelled by constructive solid geometry. The bored hole for the drill is modelled by subtracting a cylinder aligned with the pedicle of the 3D model. Contact surfaces of the template on the vertebra are a print of the vertebra. A STL file was generated and, the template and vertebra were constructed by rapid prototyping on a 3D printer (Z-402 by Z-Corporation). It is made of infiltrated polyurethane cellulose powder.

Although theoretically powerful, this solution is limited by CT-scan and manufacturing inaccuracies. Moreover, the material used is neither sterilisable nor biocompatible. Contact surfaces are not ruled and it is not possible to get a precise and stable registration, thus eliminating the colinearity between drilling and pedicle axis. Lastly, the development and construction protocol is long.

A second template was developed. It uses four point-to-surface registration locations on the spinous process of the vertebra and two additional points to stabilise the template on the vertebra. The adjustment principle developed uses two groups of two parallel screws placed in series to set the position and orientation of drilling in vertical and horizontal planes. To calculate the adjustment lengths of the screws, a program was developed on Matlab, which calculates by reverse kinematics six lengths by using the surgeon's planned drilling direction and the 3D reconstruction of the vertebra.

This second template, designed with CATIA 4.2.0, is made up of 30 parts. It has four main functions: registration on the vertebra and stabilisation on it, record the location and orientation of the drilling direction relative to the spinous process and, support off the drill while boring. It is registered on the top of the spinous process and a lateral implant holder (by Sofamor-Danek) provides enough forces to hold the template on the vertebra. The template is assembled to the implant holder with screws and localisation pins. Before manufacturing a stainless steel prototype, positions and relative motions of the parts were controlled by kinematics analysis and a polycarbonate prototype was built by selective laser sintering.

Experimental tests were carried out by a surgeon for the drilling of 70 pedicular holes on 9 synthetic lumbar columns (L1-L4). On the right hand-side of the third vertebra, the placement of the pedicular holes had a systematic placement error due to adjustment errors on the template. These nine holes are not considered in the analysis of the experimental results. 91.8 % of 61 bored holes are placed in the pedicle or perforate the pedicular walls at less than a millimetre (91.4 % on the left and 92.3 % on the right). The shift most frequently observed is a medial line drilling. The chord error is  $0.89 \pm 0.57$  mm



for holes out of the pedicle. The entry point obtained with the template is similar to the entry point determined by the technique of Roy-Camille. The angles of drilling obtained with the template are similar to the angles aimed in transverse plane. It is the most dangerous plane for the pedicle because medial outputs are most critical due to the proximity of the spinal cord and nerve roots.

The second developed template is the first known template to use an adjustable system for the drilling direction, with screws, giving a generic template thus allowing adjustment of the template on several lumbar vertebrae of different patients or even during surgery. Its registration principle with points-to-surface contacts is innovative for a vertebral template. This principle indeed decreases the problems encountered with a complete surface-to-surface contact with non-ruled lowered curvature surfaces.

Use of the template in surgery should decrease the rate of misplaced pedicular screws since it is a simple system to use during surgery and it requires a few steps only. However, it demands a complete exposure of contact surfaces on the vertebra to obtain a better registration (the extra time required for a vertebra exposition is approximately 35 s). On the other hand, use of a template do not eliminate the necessity of knowing the morphology of the pedicle and to have a know-how of pedicular screw placement. In long term, a surgical template will allow a much safer utilisation of pedicular screws by improving the reliability of the surgical procedure, thus improving the precision of placement of screws for the installation of instrumentation on the spine.

## TABLE DES MATIÈRES

DÉDICACE .....	iv
REMERCIEMENTS.....	v
RÉSUMÉ .....	vii
ABSTRACT.....	x
LISTE DES FIGURES .....	xvi
LISTE DES TABLEAUX.....	xx
LISTE DES ANNEXES .....	xxii
LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS .....	xxiv
INTRODUCTION .....	1
CHAPITRE 1 REVUE DES CONNAISSANCES .....	4
1.1 Éléments anatomiques du rachis.....	4
1.1.1 Anatomie du rachis .....	5
1.1.2 Anatomie d'une vertèbre lombaire et structures environnantes.....	7
1.1.3 Morphologie du pédicule au niveau lombaire.....	10
1.2 Description des déformations scoliotiques .....	15
1.3 Chirurgie du rachis scoliotique .....	19
1.3.1 Techniques opératoires .....	19
1.3.2 Précision de placement des vis pédiculaires .....	26
1.4 Techniques d'assistance chirurgicale.....	26
1.4.1 Chirurgie assistée par ordinateur.....	26
1.4.2 Guides chirurgicaux .....	29

1.5	Reconstruction 3D .....	35
1.6	Prototypage rapide en orthopédie .....	38
1.6.1	Prototypage rapide .....	38
1.6.2	Utilisation du prototypage rapide en chirurgie orthopédique .....	40
1.7	Résumé de la problématique et objectifs .....	42

## CHAPITRE 2 DÉVELOPPEMENT DU GUIDE, DES OUTILS DE

TRAITEMENT ET MÉTHODOLOGIE EXPÉRIMENTALE.....	44
2.1 Approche générale de développement du guide chirurgical.....	44
2.2 Construction du modèle géométrique de la vertèbre .....	46
2.2.1 Acquisition par CT-scan de la géométrie de la vertèbre.....	46
2.2.2 Reconstruction 3D des vertèbres.....	46
2.2.3 Décimation de la vertèbre .....	48
2.2.4 Déplacement de la vertèbre dans son repère local .....	49
2.2.5 Transfert du format movie en STL et STEP .....	51
2.2.6 Modélisation solide de la vertèbre .....	54
2.3 Design préliminaire d'un guide par recalage surface-surface.....	56
2.3.1 Modélisation géométrique du premier guide .....	57
2.3.2 Détermination de l'orientation de perçage.....	58
2.3.3 Construction du guide et de la vertèbre .....	59
2.3.4 Protocole de développement et de fabrication .....	59
2.3.5 Discussion et critiques des limites du premier design .....	60
2.4 Développement d'un second guide par recalage points-surface.....	63
2.4.1 Guide par recalage points-surface.....	63
2.4.2 Recalage du guide sur la vertèbre et points d'appui .....	73
2.4.3 Maintien du guide sur la vertèbre instrumentée.....	76
2.4.4 Orientation du guide de perçage .....	76
2.4.5 Modélisation géométrique du second guide.....	77
2.4.6 Protocole d'utilisation.....	78
2.5 Programme de calcul des paramètres de réglage du second guide .....	79

2.5.1	Lecture d'un fichier movie.....	80
2.5.2	Modification de la position de la vertèbre dans son repère.....	81
2.5.3	Définition de la droite de perçage .....	82
2.5.4	Calcul des points de contact pour le recalage .....	82
2.5.5	Configuration cinématique du guide.....	85
2.5.6	Calcul des paramètres de réglage du guide.....	88
2.6	Évaluation expérimentale du second guide.....	92
2.6.1	Matériel .....	92
2.6.2	Calcul du nombre d'essais .....	93
2.6.3	Acquisition des données géométriques des vertèbres synthétiques .....	94
2.6.4	Paramètres d'ajustement du guide .....	95
2.6.5	Montage expérimental.....	96
2.6.6	Analyse des résultats.....	97
 CHAPITRE 3 GUIDE PAR RECALAGE POINTS-SURFACE :		
	EXPÉRIMENTATION ET DISCUSSION DES RÉSULTATS .....	100
3.1	Résultats expérimentaux obtenus avec le second design.....	100
3.1.1	Utilisation du second guide par un chirurgien .....	100
3.1.2	Mesures des pédicules.....	102
3.1.3	Analyse de la position de placement des trous .....	102
3.1.4	Analyse du point d'entrée et de l'orientation des axes des trous percés dans les pédicules.....	107
3.2	Discussion.....	114
 CHAPITRE 4 DISCUSSION .....		
		117
CONCLUSION.....		126
RÉFÉRENCES .....		129

## LISTE DES FIGURES

Figure 1.1 - Définition des plans de référence du rachis et d'une vertèbre (le plan sagittal est orienté selon l'axe du pédicule gauche) [adaptée de Ebraheim et coll., 1996].....	5
Figure 1.2 - Éléments de la colonne vertébrale [adaptée de Moore, 1992 et Rouvière, 1974] .....	6
Figure 1.3 - Disque intervertébral [tirée de Marieb, 1993].....	7
Figure 1.4 - Anatomie d'une vertèbre lombaire (vues apicale et sagittale).....	8
Figure 1.5 - Ligaments, moelle épinière et éléments nerveux autour des vertèbres ; à droite, racines nerveuses des vertèbres lombaires, sacrales et le coccyx [adaptée du site Internet de « the American Academy of Family Physicians », 1999].....	9
Figure 1.6 - Mesure de la position des racines nerveuses par rapport aux pédicules sur les vertèbres lombaires [adaptée de Ebraheim et coll., 1997].....	9
Figure 1.7 - Section transverse de l'abdomen au niveau du corps vertébral de L3 [adaptée de Clemente, 1987] .....	10
Figure 1.8 - Paramètres (12) mesurés sur une vertèbre [tirée de Scoles et coll., 1998] .....	11
Figure 1.9 - Mesure de la largeur, de la hauteur et de l'orientation du pédicule [tirée de Robertson et coll., 2000].....	14
Figure 1.10 - Comparaison entre un rachis normal et un scoliotique, de dos et de côté [tirée du site Internet de Scoliosis Research Society] .....	16
Figure 1.11 - a) Gibbosité sur une vue postéro-anérieure en position debout et en inflexion avant b) Déformation des côtes et de la vertèbre sur T8 [tirées de Clinica Sympatica, 1973] .....	17
Figure 1.12 - Définitions de a) l'angle de Cobb b) des angles de Cobb sur une scoliose double (TDLG) et c) de l'angle de Ferguson.....	18

Figure 1.13 – a) Exemple d'instrumentation chirurgicale par apport postérieur pour le traitement de la scoliose [tirée du site Internet de Scoliosis Research Society] et b) approche antérieure de l'opération .....	20
Figure 1.14 - Manœuvres chirurgicales pour l'instrumentation CD : mise en place des vis et crochets, pose de la tige (traction), dérotation, installation de la seconde tige et du dispositif de traction transverse [tirée de Lonstein et coll., 1995] .....	21
Figure 1.15 - Instrumentation d'une vertèbre : mise en place d'une vis pédiculaire [tirée de la documentation Compact CD, 1994] .....	22
Figure 1.16 - Points d'entrée pour le perçage des pédicules [tirée de la documentation sur l'instrumentation CD de Sofamor-Danek] .....	23
Figure 1.17 - Champ opératoire visible par le chirurgien pendant une opération a) après l'installation des vis et b) après l'installation de la tige : uniquement les surfaces postérieures exposées du rachis sont visibles.....	24
Figure 1.18 - Systèmes de recalage et de guidage [tirée de Lavallée et coll., 1996] .....	29
Figure 1.19 - Guide chirurgical par recalage surface-surface développé par Radermacher et coll. [tirée de Birnbaum, 2001].....	32
Figure 1.20 - Étapes de reconstruction tridimensionnelle [adaptée de Taylor, 1996] .....	36
Figure 1.21 - a) Modèle 3D d'une vertèbre ; b) Triangularisation du modèle ; c) Schéma des tranches d'une vertèbre .....	40
Figure 1.22 - Processus allant de l'acquisition des données du patient à la fabrication d'un modèle par prototypage rapide [tirée de Mankovich et coll., 1994] .....	41
Figure 2.1 - Chaîne de transfert d'informations pour le développement des guides .....	45
Figure 2.2 - Détection des contours : de gauche à droite, image DICOM d'une tranche, aires délimitées (informations du fichier .tag pour deux vertèbres) et superposition des aires, en transparence, à l'image (tirées du logiciel SliceOmatic) .....	47

Figure 2.3 - Repères anatomiques vertébraux.....	50
Figure 2.4 - Algorithme de transfert du format movie au format STL .....	53
Figure 2.5 - Algorithme de conversion du format movie vers le format STEP.....	55
Figure 2.6 - Structure de création d'une face avec le format de fichier STEP .....	56
Figure 2.7 - Design du premier guide de perçage (sous CATIA 4.2.0) a) vue apicale ; b) vue isométrique.....	57
Figure 2.8 - Droite de perçage et angles limites de perçage dans le plan XY .....	58
Figure 2.9 - Photos du premier guide de perçage .....	60
Figure 2.10 - Photo du second guide, de la pince porte implant latérale (de Sofamor-Danek, n° 84 689E) et des accessoires.....	64
Figure 2.11 - Arborescence de la maquette numérique du guide .....	65
Figure 2.12 - Guide de perçage fabriqué mis en place sur une vertèbre lombaire .....	66
Figure 2.13 - Vues de plan et d'élévation du guide .....	66
Figure 2.14 - Vues arrières du guide sur le modèle numérique .....	67
Figure 2.15 – Réglage d'une longueur et d'un angle avec deux vis de réglage en rotations .....	69
Figure 2.16 – Schémas du guide de réglage, vue $\frac{3}{4}$ arrière et vue de dessus en transparence .....	70
Figure 2.17 - Pièces constitutives du guide de perçage .....	72
Figure 2.18 - Points de contact sur l'apophyse épineuse avec les plans de recalage du second guide .....	74
Figure 2.19 - Plans de contact du second guide sur l'apophyse épineuse : dessus (1-2) et arrière (3-4) .....	75
Figure 2.20 - Points d'appuis supplémentaires réglables.....	75
Figure 2.21 - Axes des vis de réglage de l'orientation de perçage .....	77
Figure 2.22 – Prototype, construit par frittage sélectif, du guide de perçage .....	78
Figure 2.23 - Fonctions du programme d'analyse .....	80
Figure 2.24 - Paramètres de Denavit-Hartenberg et système d'axes définis pour un joint [tirée de K.S. Fu et coll., 1987] .....	85

Figure 2.25 - Schéma de configuration cinématique du guide de perçage .....	88
Figure 2.26 - Définition des variables du guide, en configuration perçage à droite.....	89
Figure 2.27 - a) Colonne vertébrale T1 - sacrum (Sawbones, n° 1323-3) ; b) Porte- colonne pour une colonne vertébrale entière (Sawbones, n° 1526).....	93
Figure 3.1 - Perçage des pédicules à l'aide du guide par le docteur Hubert Labelle.....	100
Figure 3.2 - Déformation de la première série de vis horizontales.....	101
Figure 3.3 - a) Répartition du côté de sortie (pour les vis externes au pédicule) b) Répartition du côté de décalage (pour les vis internes au pédicule) c) répartition du côté de déviation pour les 61 trous.....	105
Figure 3.4 - Taux de succès de placement des vis pédiculaires en fonction du spécimen .....	106
Figure 3.5 - Pourcentage de placement des vis pédiculaires en fonction du niveau vertébral .....	106
Figure 3.6 - Points d'entrée et axes des trous percés dans le plan transverse pour L1 .....	108
Figure 3.7 - Axes des trous percés à droite (en haut) et à gauche (en bas) dans le plan sagittal pour L1 .....	109
Figure 3.8 - Différences entre l'angle visé et l'axe percé telles que mesurées dans le plan XY .....	113
Figure 3.9 - Différences entre l'angle visé et l'axe percé telles que mesurées dans le plan XZ .....	113



## LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1.1 - Protocoles utilisés pour les études morphométriques vertébrales .....	11
Tableau 1.2 - Données morphométriques du pédicule obtenues par plusieurs auteurs.....	12
Tableau 1.3 - Guides chirurgicaux développés et protocoles expérimentaux utilisés .....	30
Tableau 1.4 - Matériaux de prototypage rapide stérilisables (Classe VI) [tiré de Christensen, 1999] .....	40
Tableau 2.1 - Paramètres des plans de départ pour calculer les quatre points de recalage entre le guide et la vertèbre .....	83
Tableau 2.2 - Paramètres de Devanit-Hartenberg du second guide de perçage.....	87
Tableau 2.3 – Paramètres de réglages de vis utilisés pour l’expérimentation, en mm .....	96
Tableau 2.4 - Symboles utilisés pour situer le trou par rapport au pédicule.....	98
Tableau 3.1 - Taille des pédicules des spécimens utilisés .....	102
Tableau 3.2 - Position des parois des trous dans les pédicules.....	104
Tableau 3.3 - Moyennes et écarts-types de hauteurs de corde des trous hors pédicules en mm .....	107
Tableau 3.4 - Position (en mm) du point d’entrée par rapport au point d’entrée suggéré avec la technique de Roy-Camille (inf indique un décalage inférieur, sup supérieur, lat latéral et med médiale par rapport au point d’entrée de Roy-Camille) .....	110
Tableau 3.5 - Moyennes et écarts-types (mm) des distances entre les points d’entrée mesurés par rapport au point d’entrée déterminé avec la technique de Roy-Camille .....	110
Tableau 3.6 - Angles des axes des trous percés dans le plan XY .....	111
Tableau 3.7 - Angles des axes des trous percés dans le plan XZ.....	112

Tableau 3.8 - Moyennes et écarts-types des différences entre les angles visés et les angles cibles, dans les plans XY et XZ.....	114
Tableau 4.1 - Sources d'erreurs des étapes des protocoles d'utilisation des guides.....	120
Tableau 4.2 - Taille des fichiers Movie.BYU, STEP, DXF et STL de la vertèbre L3 reconstruite .....	124

## LISTE DES ANNEXES

ANNEXE A DÉVELOPPEMENT MATHÉMATIQUE POUR LE CALCUL DU NOMBRE DE TROUS À PERCER.....	146
ANNEXE B DESSINS DE DÉFINITION DU SECOND DESIGN PAR RECALAGE POINTS-SURFACE.....	151
ANNEXE C FORMATS DE FICHIERS STEP, MOVIE ET STL .....	167
C.1 Format de fichier STEP .....	167
C.2 Format Movie.BYU .....	176
C.3 Format STL .....	178
ANNEXE D MODE D'EMPLOI DU PROGRAMME DE CALCUL DES PARAMÈTRES DE RÉGLAGE DU SECOND GUIDE.....	181
D.1 Traitement d'une nouvelle vertèbre.....	182
D.2 Plans de contact.....	183
D.3 Droite de perçage .....	184
D.4 Paramètres de réglage .....	185
D.5 Point d'entrée .....	186
ANNEXE E POSITION DES TROUS PERCÉS DANS LES PÉDICULES.....	188
ANNEXE F PROTOTYPAGE RAPIDE.....	195
F.1 Utilisation de pièces produites par prototypage rapide.....	195
F.2 Stéréolithographie.....	196
F.3 Frittage sélectif de poudre.....	199
F.4 Impression 3D.....	201
F.5 Comparaison des technologies de prototypage rapide.....	203
F.6 Applications du prototypage rapide en orthopédie .....	205

ANNEXE G PARAMÈTRES DE RÉGLAGE DU GUIDE.....	209
--	-----

## LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS

3D	Tridimensionnel
CAO	Conception assistée par ordinateur
CSG	Constructive solid geometry
CT	Computer tomography
D	Côté droit
DDL	Degré de liberté
DICOM	Digital imaging and communications in medicine
DXF	Data exchange format
G	Côté gauche
IGES	Initial graphics exchange specification
IRM	Imagerie par résonance magnétique
LIS3D	Laboratoire informatique de scoliose 3D
mm	Millimètre
PA 0°	Radiographie postéro-antérieur à 0°
PA 20°	Radiographie postéro-antérieur prise avec le tube incliné à 20°
PR	Prototypage rapide
STEP	Standard for the exchange of product model data
STL	Format de fichier pour le prototypage rapide, issue de la stéréolithographie
T1 à T12	Première à la douzième vertèbre thoracique
L1 à L5	Première à la cinquième vertèbre lombaire

## INTRODUCTION

La scoliose, qui vient du mot grec « skolios » signifiant tortueux, est une déformation tridimensionnelle de la colonne vertébrale et de la cage thoracique [Stokes et coll., 1987]. Les courbures du dos scoliotique sont accentuées ou diminuées dans le plan sagittal (XZ) et la colonne n'est plus rectiligne dans le plan frontal (YZ). Dans la majorité des cas, la maladie est idiopathique (d'origine inconnue) et se manifeste principalement à l'adolescence quand se produisent des poussées de croissance. De grandes déformations ont des effets sur la respiration et la circulation et peuvent entraîner des incapacités physiques. Pour de petites déformations, inférieures à 40-50° dans le plan frontal, entre les plateaux vertébraux des vertèbres les plus inclinées, le traitement se fait généralement avec un corset. Pour des angles supérieurs, un traitement chirurgical est nécessaire. La prévalence de chirurgie est de 0.2 % chez les adolescents entre 8 et 15 ans [Goldbloom, 1994].

Le but de la correction chirurgicale est de diminuer les déformations de la colonne vertébrale. L'instrumentation de la colonne, à l'aide de tiges ancrées aux vertèbres par des vis et des crochets, permet au chirurgien d'exercer des forces afin de ramener la colonne droite dans le plan frontal et de restaurer les courbures dans le plan sagittal. Avec les techniques chirurgicales utilisées aujourd'hui, les vis sont le moyen le plus stable pour ancrer cette instrumentation sur la colonne [Hou et coll., 1993]. Ces vis sont placées dans le pédicule des vertèbres, structure osseuse cylindrique joignant les parties antérieure et postérieure de la vertèbre. Cependant, la pose de ces vis par abord postérieur quand le patient est en position décubitus ventrale est un geste complexe car le pédicule n'est pas directement accessible. De visu, le chirurgien peut difficilement évaluer la forme, la taille, la position et l'orientation du pédicule dans lequel un perçage doit être effectué car il se trouve derrière la lame vertébrale et est entouré de tissus. Le chirurgien se fie donc à des radiographies peropératoires (prises pendant l'opération) et à son expérience pour « viser » le pédicule et choisir le bon diamètre et la longueur de vis adéquate. Des études

montrent que de 10 à 45 % des vis sont mal placées et perforent la paroi de l'os cortical [Merloz et coll., 1999]. Les conséquences d'un mauvais placement peuvent être graves étant donné la proximité de la moelle épinière, de racines nerveuses, et de structures vasculaires et viscérales.

Des systèmes d'assistance chirurgicale existent [Nolte et coll., 1999]. Les plus développés et utilisés en chirurgie orthopédique sont des systèmes de chirurgie assistée par ordinateur (« Computer Aided Orthopedic Surgery »). Ces systèmes utilisent un CT-scan pré-chirurgical et une reconstruction 3D des vertèbres à instrumenter. Pendant l'opération, des points anatomiques sont numérisés par le chirurgien sur la surface postérieure de la vertèbre pour faire un recalage informatique avec le modèle 3D de la vertèbre. Le recalage permet de connaître la position des instruments chirurgicaux par rapport à la vertèbre en temps réel grâce à des systèmes de « tracking » par caméras. Ainsi, le chirurgien peut alors percer à travers le pédicule en se fiant à la position affichée sur un écran et s'aligner avec une direction de perçage planifiée. Cette technique permet d'augmenter le taux de succès à plus de 90 % [Amiot et coll., 2000]. Cependant, ces systèmes sont chers et contraignants. Il existe aussi des guides physiques fabriqués à partir de la forme de la vertèbre prise sur le modèle 3D issu de la reconstruction. Ces guides, personnalisés à la géométrie de la vertèbre du patient, sont recalés physiquement sur la vertèbre pendant la chirurgie. La direction de perçage sur le guide est alors orientée selon la direction définie lors de la planification préopératoire sur le modèle virtuel de la vertèbre. Cette direction suit l'axe du pédicule. Seulement ces guides sont spécifiques au perçage d'un pédicule donné, non réutilisables, sont difficiles à recaler et leur évaluation se limite au taux de succès de placement.

Le but de ce projet de maîtrise est donc de développer et d'évaluer par prototypage, un guide chirurgical personnalisé pour l'installation de vis pédiculaires. Ce mémoire expose le travail réalisé et les résultats obtenus. Pour cela, après une revue des connaissances (chapitre 1), le chapitre 2 présente les guides développés et la méthodologie utilisée. Il est composé de l'acquisition et de la reconstruction 3D d'une vertèbre, du design et de la

discussion d'un premier guide par recalage surface-surface, du design d'un second guide par recalage points-surface, du développement d'un programme de planification pré-opératoire, du calcul des paramètres de réglage de ce second guide et le protocole expérimental utilisé. Le troisième chapitre expose et discute les résultats expérimentaux obtenus avec le second guide. Le chapitre suivant discute du développement et de l'utilisation d'un guide chirurgical. Enfin, la dernière partie conclut ce mémoire et permet de dégager des recommandations pour le projet.



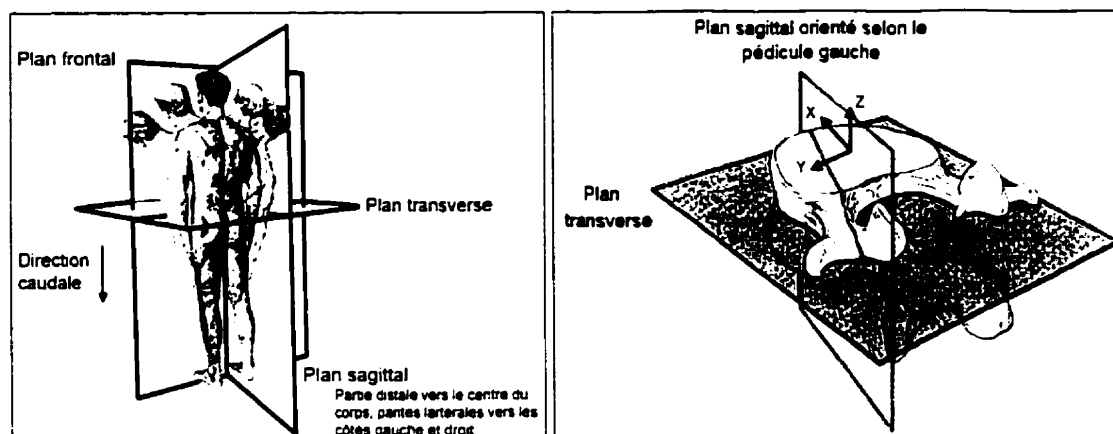
# **CHAPITRE 1**

## **REVUE DES CONNAISSANCES**

Ce chapitre présente une revue des éléments nécessaires à la compréhension et à la réalisation du projet. Il débute avec une présentation anatomique de la colonne vertébrale et s'attarde sur la morphologie des vertèbres et des pédicules des segments lombaires. La seconde partie concerne la scoliose. Les déformations associées à la colonne vertébrale et aux vertèbres y sont expliquées. Ensuite, le traitement chirurgical de la scoliose est présenté avec les techniques d'instrumentation. Le problème de précision de placement des vis pédiculaires, sujet relié à la problématique du projet, est alors analysé. Cette section est accompagnée d'une présentation de quelques techniques de chirurgie assistée par ordinateur et de l'utilisation de guides chirurgicaux pour percer des trous pédiculaires. Par la suite, une revue rapide du prototypage rapide ainsi que de son application en chirurgie orthopédique est traitée. Les derniers éléments présentés sont les différentes techniques de reconstruction 3D de modèles à partir d'images médicales. Le chapitre se termine avec un rappel de la problématique et la présentation des objectifs du projet.

### **1.1 Éléments anatomiques du rachis**

Les membres du corps humain, les bras, les jambes et la tête, sont articulés autour du tronc, élément protecteur des organes vitaux, dont la partie squelettique comprend la cage thoracique, le bassin et la colonne vertébrale (rachis). Le système musculo-squelettique de la colonne a pour rôle de supporter les charges internes et externes appliquées au tronc et d'en permettre et limiter certains mouvements tandis que la cage thoracique a une fonction protectrice des organes internes. Dû à sa structure anatomique, le rachis protège la moelle épinière. Les sections suivantes présentent la colonne vertébrale et l'anatomie des vertèbres lombaires. Les plans de référence descriptifs utilisés sont présentés à la figure 1.1.



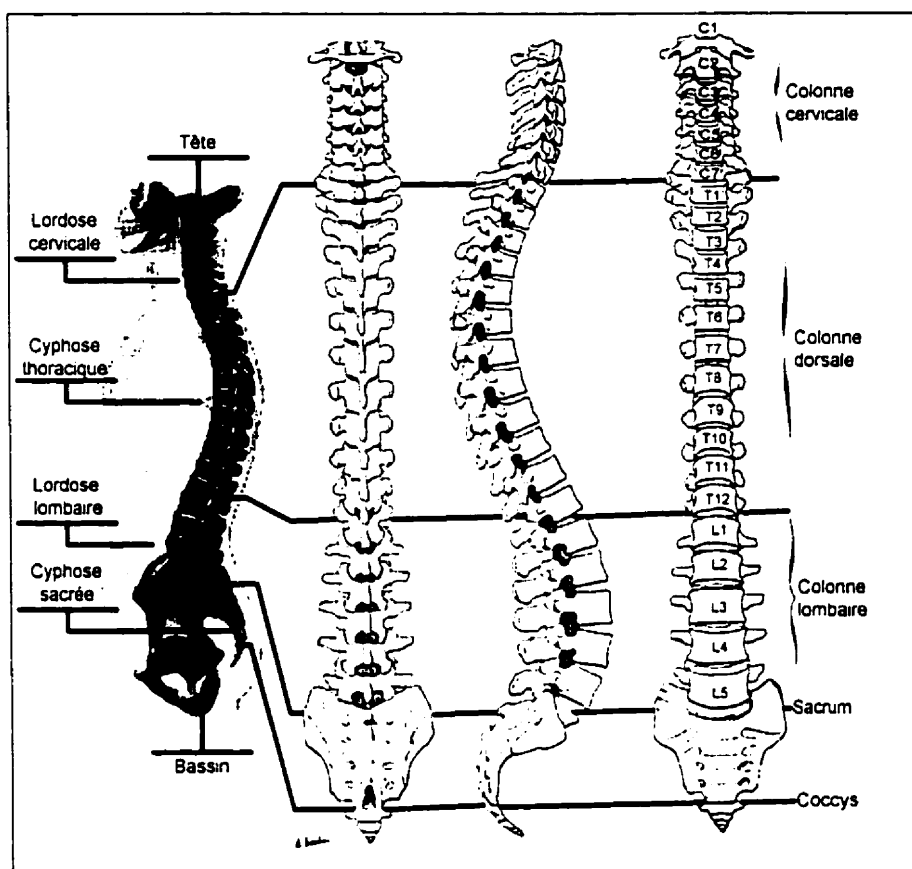
**Figure 1.1 - Définition des plans de référence du rachis et d'une vertèbre (le plan sagittal est orienté selon l'axe du pédicule gauche)**  
[adaptée de Ebraheim et coll., 1996]

### 1.1.1 Anatomie du rachis

La colonne vertébrale peut être considérée comme une longue tige osseuse, résistante, flexible, située dans la partie médiale postérieure du tronc, soutenant la tête et allant jusqu'au bassin [Rouvière, 1974]. Elle comporte deux parties : la première, antérieure, assure un support pour les forces appliquées. La seconde, postérieure, contrôle les mouvements de la colonne. La colonne vertébrale assure un contrôle statique (équilibre) et dynamique (mobilité) du corps humain.

Le rachis est constitué de 32 à 34 vertèbres empilées les unes sur les autres (figure 1.2). Les mouvements de la colonne sont permis par les mouvements relatifs que peuvent effectuer les vertèbres entre elles. La stabilité du système est assurée par la présence de disques intervertébraux, de muscles et de ligaments [Nordin et Frankel, 1989].

Dans le plan frontal, une colonne saine est rectiligne tandis que dans le plan sagittal, il existe quatre courbures en alternance : la lordose cervicale, la cyphose thoracique, la lordose lombaire et la cyphose sacrée. Ces courbures ont un rôle principal dans l'absorption des chocs pendant le mouvement.

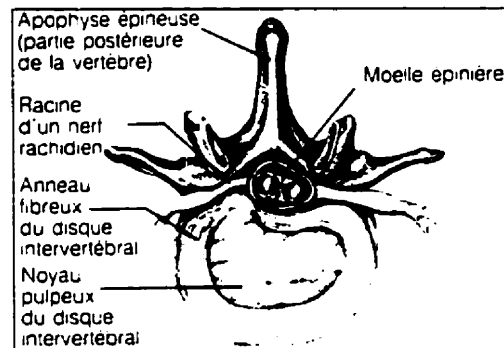


**Figure 1.2 - Éléments de la colonne vertébrale**  
**[adaptée de Moore, 1992 et Rouvière, 1974]**

Une unité fonctionnelle d'une colonne vertébrale est composée de deux vertèbres superposées. Elles sont reliées entre elles par un disque inter-vertébral (entre les deux corps vertébraux, définis au paragraphe 1.1.2), par une liaison articulaire entre les apophyses articulaires inférieures et supérieures et par des ligaments dont deux qui relient les apophyses articulaires (les ligaments sus et inter-épineux), deux qui relient les corps vertébraux de même que les disques intervertébraux (le ligament postérieur longitudinal et le ligament antérieur longitudinal), le ligament jaune qui relie les lames vertébrales et le ligament intertransverse.

Le disque intervertébral (figure 1.3) est une structure fibrocartilagineuse qui supporte les charges en flexion et absorbe les charges en compression. Il résiste à la tension, à la

compression et au cisaillement des corps vertébraux auxquels il est joint par l'intermédiaire de surfaces cartilagineuses. Il est composé d'un anneau fibreux composé de fibres de collagène concentriques (annulus fibrosus) et d'un noyau pulpeux (nucleus pulposus).

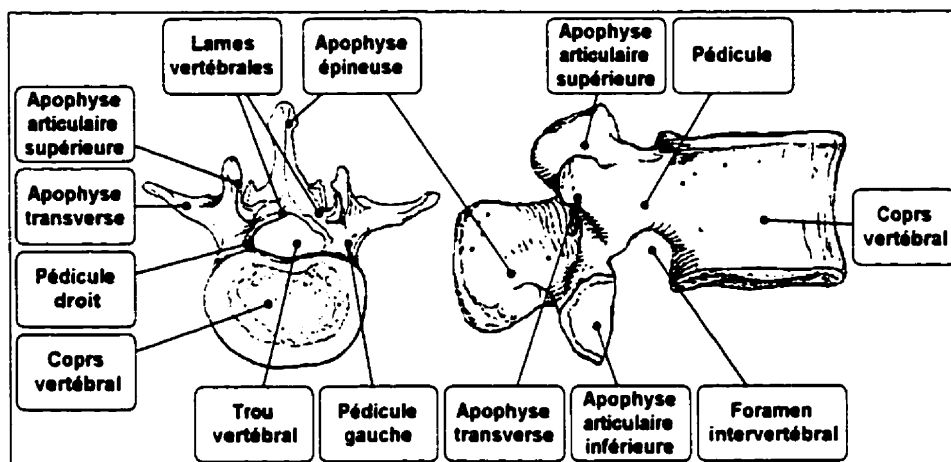


**Figure 1.3 - Disque intervertébral [tirée de Marieb, 1993]**

### **1.1.2 Anatomie d'une vertèbre lombaire et structures environnantes**

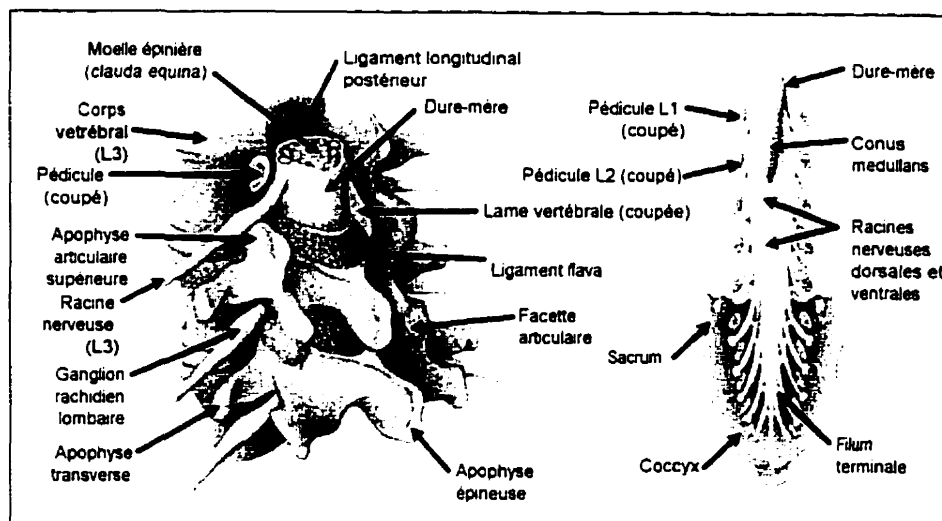
Une vertèbre lombaire est composée de deux parties (figure 1.4) : la première, la partie antérieure, est formée du corps vertébral, de forme cylindrique et cintrée en son centre. Il supporte les charges appliquées sur la colonne vertébrale. La seconde partie, postérieure, forme l'arc neural et supporte l'apophyse épineuse, les apophyses transverses (2), articulaires inférieures (2) et supérieures (2). Cet arc relie toutes les apophyses par l'intermédiaire des lames vertébrales protégeant ainsi la moelle épinière [Clément, 1992]. Les parties postérieure et antérieure sont reliées par deux structures osseuses cylindriques de section ovale appelées les pédicules gauche et droit. Le pédicule est une structure anatomique majoritairement composée d'os spongieux (62-79 %) [Kothe et coll., 1996]. L'espace situé entre les pédicules, les lames et le corps vertébral est le canal rachidien et contient la moelle épinière (figure 1.5). L'espace dégagé sous le pédicule et se trouvant entre deux vertèbres est le foramen intervertébral. C'est par cet espace que passent les racines nerveuses de la moelle épinière. Il permet un mouvement des vertèbres sans comprimer ou libérer le nerf. Dans le canal médullaire, la moelle épinière est contenue

dans la dure-mère qui est en contact avec les ligaments internes des parois médianes du trou vertébral. La moelle épinière baigne dans le liquide ancéphalorachidien.

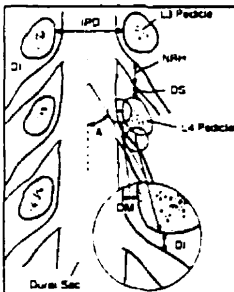


**Figure 1.4 - Anatomie d'une vertèbre lombaire (vues apicale et sagittale)**

Les relations entre les pédicules et les structures nerveuses environnantes ont été étudiées par Ebraheim et coll. [1997]. Les mesures ont été faites sur 15 cadavres, de 42 à 75 ans, n'ayant pas de pathologie rachidienne, en position ventrale, au cours d'une dissection. Les mesures gauches et droites, effectuées avec un vernier et un goniomètre, ont été moyennées et la précision de mesure est de 1 mm sur les distances et 1° sur les angles. La figure 1.6 présente les résultats obtenus sur la distance entre les racines nerveuses des vertèbres lombaire et les pédicules. La racine nerveuse de  $L_i$  passe en dessous des pédicules  $L_i$ . Les distances supérieures (DS) sont donc prises avec les racines nerveuses du niveau supérieur ( $i-1$ ). Les plus petites distances observées varient de 1.2 mm, entre la dure-mère et le pédicule  $L1$ , à 1.7 mm, entre la dure-mère et le pédicule  $L4$ . La distance entre le pédicule et une racine nerveuse, dans la partie inférieure du pédicule, est en moyenne de 1.5 mm, soit une distance beaucoup plus petite que la distance supérieure qui est de 5.3 mm en moyenne.



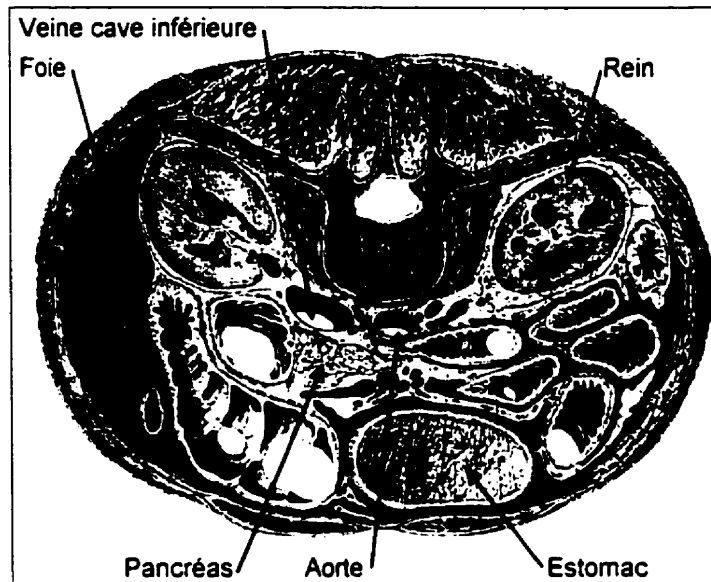
**Figure 1.5 - Ligaments, moelle épinière et éléments nerveux autour des vertèbres ; à droite, racines nerveuses des vertèbres lombaires, sacrales et le coccyx [adaptée du site Internet de « the American Academy of Family Physicians », 1999]**



Pedicle	DM Distance Medially to Dural Sac (mm)	Distance to Nerve Root (mm)		IDP Interpedicular Distance (mm)
		DI Inferiorly	DS Superiorly	
L1	1.2 ± 0.3	1.4 ± 0.5	4.6 ± 1.2	23.5 ± 1.5
L2	1.4 ± 0.4	1.4 ± 0.7	5.1 ± 0.9	23.9 ± 1.6
L3	1.6 ± 0.4	1.6 ± 0.6	5.6 ± 1.9	24.1 ± 1.9
L4	1.7 ± 0.3	1.5 ± 0.4	5.7 ± 1.1	23.2 ± 1.1
L5	1.5 ± 0.4	1.6 ± 0.5	5.5 ± 1.0	24.4 ± 1.6

**Figure 1.6 - Mesure de la position des racines nerveuses par rapport aux pédicules sur les vertèbres lombaires [adaptée de Ebraheim et coll., 1997]**

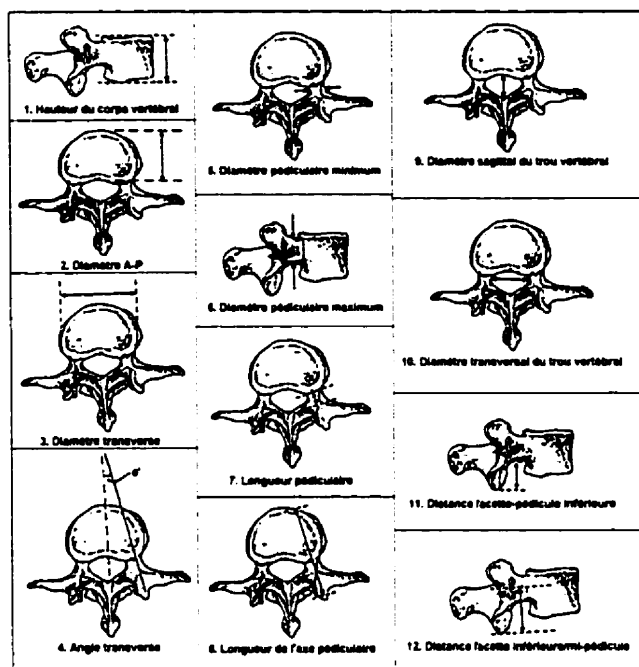
Au niveau des vertèbres lombaires, les corps vertébraux sont proches de structures vasculaires et viscérales. La figure 1.7 montre, entre autres, la proximité de la veine cave inférieure, de l'aorte et de différentes veines.



**Figure 1.7 - Section transverse de l'abdomen au niveau du corps vertébral de L3**  
[adaptée de Clemente, 1987]

### 1.1.3 Morphologie du pédicule au niveau lombaire

De nombreuses études se sont intéressées à la morphologie du pédicule. Ces études tentent, à partir d'indices géométriques, de décrire la taille et la forme des pédicules, différentes à chaque niveau vertébral. La taille et l'orientation des pédicules sont importantes pour le design d'éléments de fixation transpédiculaire [Panjabi et coll., 1991] et pour la pose de vis pédiculaires. La figure 1.8 présente 12 paramètres morphométriques vertébraux évalués par Scoles et coll. [1988] dont sept décrivent le pédicule. Le tableau 1.1 résume les protocoles expérimentaux utilisés dans quatre études morphométriques et le tableau 1.2 présente les données morphométriques des pédicules lombaires L1-L4. Dans ce dernier tableau, H représente la hauteur, L la largeur, Angle T l'angle transverse, Angle S l'angle sagittal, D le côté droit, G le côté gauche du pédicule et, en italique, *F* une population composée de femmes alors que *H* représente une population composée d'hommes.



**Figure 1.8 - Paramètres (12) mesurés sur une vertèbre [tirée de Scoles et coll., 1998]**

**Tableau 1.1 - Protocoles utilisés pour les études morphométriques vertébrales**

AUTEURS	NOMBRE DE SQUELETES	NOMBRE DE PARAMÈTRES	MÉTHODES DE MESURE	PRÉCISION SUR LES :		POPULATION
				DISTANCES	ANGLES	
Berry et coll. (1997)	30	27 mesurés	Vernier, goniomètre, une personne	0.1 mm	1°	15 ♂, 15 ♀
Panjabi et coll. (1992)	12	17 mesurés, 10 calculés	Reconstruction sur ordinateur, calibrage avec des points de contrôle	n. d.	n. d.	(8 ♂) / (4 ♀) age moyen 46.3 ans 19-59 ans
Scoles et coll. (1988)	50	12 mesurés <sup>1</sup>	Vernier, goniomètre une personne	n. d.	n. d.	25 ♂, 25 ♀ 20-40 ans
Zindrick et coll. (1986)	75	10	Roentgenogramme <sup>2</sup> et CT-scan (reconstruction 3D)	n. d.	n. d.	n. d.

<sup>1</sup> Aucune information sur la différenciation gauche-droite utilisée ou si un seul côté a été mesuré

<sup>2</sup> Radiographie au rayon X



Tableau 1.2 - Données morphométriques du pédicule obtenues par plusieurs auteurs

L1						L2					
Berry et coll. (1997)		H (mm)	L (mm)	Angle T (°)			H (mm)	L (mm)	Angle T (°)		
	D	15.6±1.4	7.0±1.9	6±8			15.4±1.0	7.4±1.6	11±3		
	G	15.6±1.5	6.9±1.7	9±7			15.2±1.0	7.5±1.5	12±3		
Panjabi et coll. (1992)		H (mm)	L (mm)	Angle T (°)	Angle S (°)	H/L	H (mm)	L (mm)	Angle T (°)	Angle S (°)	H/L
	D	15.9±0.81	8.0±.95	16.5±5.02	2.2±0.67	2.00	15±0.53	7.8±0.57	17.1±3.75	3.3±0.67	1.91
	G	15.8±0.74	9.2±0.88	12.4±1.87	2.9±0.74	1.72	14.9±0.53	8.7±0.53	11.2±2.02	2.1±0.64	1.71
Scoles et coll. (1988)		H (mm)	L (mm)	Angle T (°)	Angle S (°)	Long. axe pédicule					
	H	14.5±1.4	6.5±1.8	12.3±2.0	9.4±1.7	46.9±3.5					
	F	15.3±1.3	8.3±1.4	11.6±1.6	10.3±1.4	50.9±3.7					
Zindrick et coll. (1986)		H (mm)	L (mm)	Angle T (°)	Angle S (°)		H (mm)	L (mm)	Angle T (°)	Angle S (°)	
		15.4±2.8	8.7±2.3	10.9±2.2	2.4±6.3		15.0±1.5	8.9±2.2	12.6±3.5	1.8±5.5	
L3						L4					
Berry et coll. (1997)		H (mm)	L (mm)	Angle T(°)			H (mm)	L (mm)	Angle T (°)		
	D	14.6±1.2	9.2±1.3	14±4			13.0±1.3	10.3±1.6	20±5		
	G	14.3±1.0	9.1±1.6	14±3			13.2±1.4	10.4±1.6	20±4		
Panjabi et coll. (1992)		H (mm)	L (mm)	Angle T (°)	Angle S (°)	H/L	H (mm)	L (mm)	Angle T(°)	Angle S (°)	H/L
	D	14.2±0.64	10.2±0.67	19.8±2.33	2.9±1.06	1.39	15.7±0.57	13.4±0.18	18.4±1.66	4.8±1.06	1.17
	G	14.6±0.6	10.1±0.53	17.1±1.56	2.4±0.67	1.44	15.2±0.46	14.7±0.46	14.7±2.16	3.0±1.17	1.03
Scoles et coll. (1988)		H (mm)	L (mm)	Angle T (°)	Angle S (°)	Long. axe pédicule					
	H	14±1.5	7.9±1.5	15.1±2	8.9±1.3	48.2±3.1					
	F	14.1±1.2	9.1±1.5	14.7±1.9	9.7±1.5	52.8±4.0					
Zindrick et coll. (1986)		H (mm)	L (mm)	Angle T (°)	Angle S (°)		H (mm)	L (mm)	Angle T (°)	Angle S (°)	
		14.9±2.14	10.3±2.0	14.4±3.8	0.2±4.7		14.8±2.1	12.9±2.1	17.7±5.2	0.2±3.9	

Toutes les études trouvent des résultats similaires sur la morphologie du pédicule. Sur les vertèbres lombaires, plus les vertèbres sont caudales, plus la hauteur du pédicule (dans le plan sagittal) diminue. Elle passe de 15.8 mm (Panjabi et coll., 1997) pour L1 (moyenne gauche et droite) à 14.8 mm (Zindrick et coll., 1986) pour L4. Cependant, Panjabi trouve une hauteur plus grande à L4 qu'à L3.

La largeur du pédicule, mesurée dans le plan transverse, augmente de L1 à L4. Les mesures rapportées sont de 6.9 mm (L1-G pour Berry) à 14.7 mm (Panjabi, L4-G).

L'angle transverse du pédicule augmente lorsqu'on se déplace de L1 à L4 de  $6^{\circ} \pm 8^{\circ}$  à  $20^{\circ} \pm 5^{\circ}$  respectivement.

Par contre, dans le plan sagittal, les deux auteurs qui ont rapporté ce paramètre trouvent des variations opposées. L'angle sagittal augmente de L1 à L4 pour Panjabi alors qu'il diminue pour Zindrick. Cependant, les angles sont du même ordre de grandeur allant de  $0.2^{\circ}$  (L4) pour Zindrick à  $10.3^{\circ}$  (L1) pour Scoles.

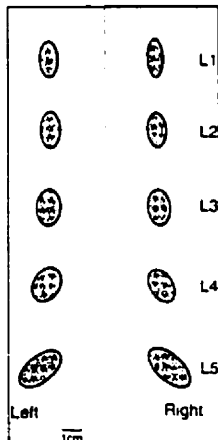
Pour tous les résultats, les écarts-types des mesures des distances sont assez faibles et sont généralement inférieurs à  $\pm 2$  mm. Quant à ceux sur les angles, ils sont inférieurs à  $\pm 5^{\circ}$  dans la plupart des cas.

La longueur de l'axe pédiculaire est en moyenne de 48.9 mm sur L1 (moyenne des hommes et des femmes) selon l'étude de Scoles et coll. et 50.5 mm sur L3 avec des écarts types variant de 3.5 à 3.7 mm et de 3.1 à 4.0 mm respectivement. Cette longueur est mesurée selon l'axe du pédicule, du point d'entrée de l'axe dans la vertèbre dans la lame vertébrale jusqu'au point de sortie du corps vertébral.

L'étude de Panjabi montre que le pédicule est une structure anatomique de section ovale dont le rapport hauteur sur largeur diminue pour les vertèbres les plus caudales. Pour l'analyse de la symétrie gauche-droite, Berry rapporte que les vertèbres supérieures sont moins symétriques que les vertèbres caudales. Toutes les données morphométriques recueillies permettent donc de conclure que les vertèbres L1-L2 sont des vertèbres de

transition avec les vertèbres thoraciques alors que L4 (de même que L5) est une vertèbre de transition avec la région sacrale [Panjabi et coll., 1992].

Pour l'orientation des pédicules dans le plan frontal, une étude comparative de Robertson et coll. [2000] a été effectuée sur 10 colonnes lombaires, avec des mesures directes des pédicules et des mesures par radiographie en utilisant un matériau opaque pour marquer les limites du cortex des pédicules. Cette étude (figure 1.9) montre que les pédicules niveaux L1 à L2 sont pratiquement verticaux alors que ceux de L4 et L5 sont plus inclinés ( $32.3^\circ$  en moyenne sur L4). Cette inclinaison peut rendre difficile la lecture des radiographies et le choix du diamètre de vis pédiculaires pendant une chirurgie, d'où l'importance de bien connaître la morphologie de la vertèbre et de l'analyse des images médicales pré-opératoires [Vaccaro et coll., 1995]. L'isthmus, le diamètre du plus petit cercle inscrit dans le pédicule permettant de mesurer le petit axe, varie entre L1 et L5, allant de 8.7 mm à 14 mm avec des écarts types de 2.4 et 2.9 mm respectivement.



Level		Left		Right	
		Mean	STD Dev	Mean	STD Dev
L1	Height	18.6 mm	3.2	19.9 mm	3.9
L1	Width	10.3 mm	2.5	9.5 mm	2.5
L1	Axis	-2.4°	5.3	1.7°	3.1
L2	Isthmus	9.9 mm	2.5	8.7 mm	2.4
L2	Height	18.6 mm	3.0	18.7 mm	3.2
L2	Width	10.3 mm	3.0	10.0 mm	2.9
L2	Axis	0.8°	5.8	4.0°	6.1
L3	Isthmus	10.0 mm	3.0	9.6 mm	2.8
L3	Height	18.6 mm	3.0	18.7 mm	2.5
L3	Width	13.0 mm	2.8	12.7 mm	2.9
L3	Axis	3.5°	4.6	7.5°	6.8
L4	Isthmus	12.3 mm	2.1	12.0 mm	2.9
L4	Height	17.8 mm	3.0	17.4 mm	2.5
L4	Width	16.3 mm	3.7	16.5 mm	3.8
L4	Axis	31.0°	17.1	33.5°	20.8
L5	Isthmus	13.4 mm	2.8	12.2 mm	2.1
L5	Height	17.6 mm	2.9	19.5 mm	3.3
L5	Width	21.8 mm	3.8	21.5 mm	4.5
L5	Axis	55.0°	8.8	50.3°	7.4
L5	Isthmus	12.2 mm	2.4	14.0 mm	2.9

**Figure 1.9 - Mesure de la largeur, de la hauteur et de l'orientation du pédicule**

[tirée de Robertson et coll., 2000]

Il est important de noter que dans toutes les études rapportées, les tailles maximales et minimales du pédicule ne correspondent pas aux longueurs des petit et grand axes mais aux limites d'une enveloppe rectangulaire non orientée (arêtes verticales et horizontales) placée autour d'une section du pédicule.

Une étude récente a été effectuée par Zindrick et coll. [2001] sur la morphologie des vertèbres thoraco-lombaires de colonnes immatures, soit des spécimens issus d'enfants et d'adolescents (3 à 19 ans datant de 30 à 260 ans) et en cours de croissance. Cette étude montre que les vertèbres d'enfants sont proportionnellement plus petites que celles des adultes. Les quatre paramètres morphométriques des pédicules (hauteur, largeur, angles transverse et sagittal) suivent les mêmes courbes que les vertèbres adultes pour les vertèbres lombaires. Elles sont cependant décalées en fonction de l'âge pour la largeur et la hauteur. Les angles sagittal et transverse des pédicules ne varient pas beaucoup au cours de la croissance. Par contre, pour les chirurgies impliquant la pose d'une vis pédiculaire, les effets de cet implant sur la croissance ne sont pas connus.

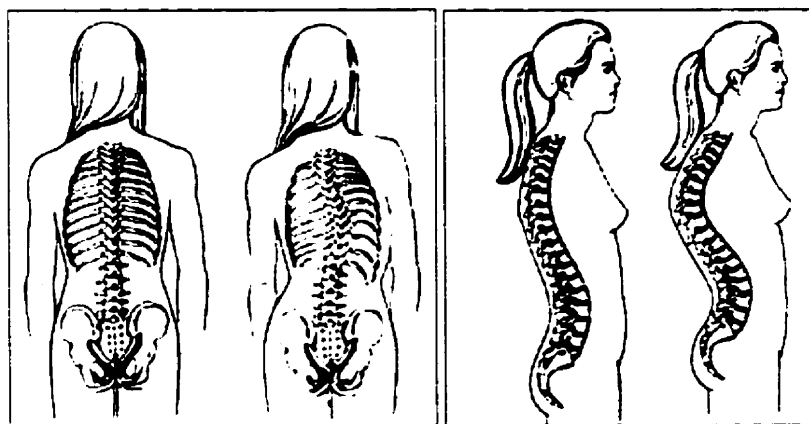
Parmi toutes les études consultées aucune n'a observé l'angle de l'arête supérieure de l'apophyse épineuse.

## **1.2 Description des déformations scoliotiques**

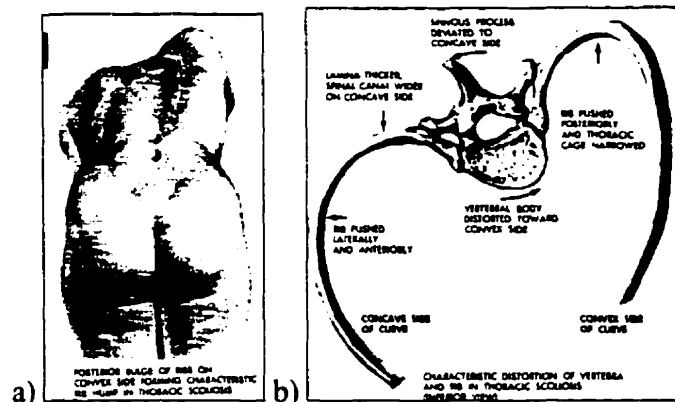
La scoliose est une déformation tridimensionnelle structurelle et complexe de la colonne vertébrale et de la cage thoracique pouvant évoluer dans le temps. Il existe deux catégories de scoliose : la scoliose fonctionnelle et la scoliose structurale. Le premier type est une conséquence d'une déformation du tronc ou d'une mauvaise posture du corps. Le second type est dû à une déformation du rachis. Dans 85 à 90 % des cas [White et Panjabi, 1990], elle est d'origine inconnue et est alors dite idiopathique. Elle affecte surtout des personnes à l'adolescence au cours de leur croissance. Cependant, 8 fois plus de filles que de garçons sont atteintes par des déformations importantes [Stagnara, 1985]. Les études actuelles tendent à démontrer qu'il s'agit d'un phénomène multifactoriel combinant des éléments génétiques, des changements structuraux et biomécaniques alliant la croissance osseuse, le système neuromusculaire, de même que des facteurs hormonaux. Cependant, le caractère génétique de la scoliose semble établi étant donné que des cas sont souvent diagnostiqués au sein d'une même famille (entre les parents et

les enfants ou entre frères et sœurs). Les autres types de scolioses peuvent avoir comme origine des malformations congénitales ou osseuses ou un dérèglement neuromusculaire.

Le rachis se déforme en trois dimensions : vu de derrière, la colonne n'est plus droite tandis que sur un plan sagittal, les courbures naturelles de la colonne peuvent être altérées comme le montre la figure 1.10. La déformation scoliotique se manifeste de façon globale sur la colonne mais aussi au niveau local, sur les vertèbres, par une cunéiformisation (les plateaux vertébraux initialement horizontaux s'orientent de façon à rester perpendiculaires à la courbe vertébrale dans le plan frontal) et à une rotation axiale de la vertèbre (à partir de laquelle est défini un plan de déformation maximale). Extérieurement (figure 1.11) cette maladie se traduit par une déformation du tronc et est détectable visuellement. Elle se manifeste par une asymétrie au niveau de la ligne du cou, des épaules, de la pointe des omoplates et du triangle de la taille. Elle peut être assimilée à une mauvaise posture. Lorsque le patient se penche vers l'avant (examen d'Adams de flexion antérieure), une bosse appelée gibbosité, plus accentuée du côté convexe de la courbure scoliotique, est visible.



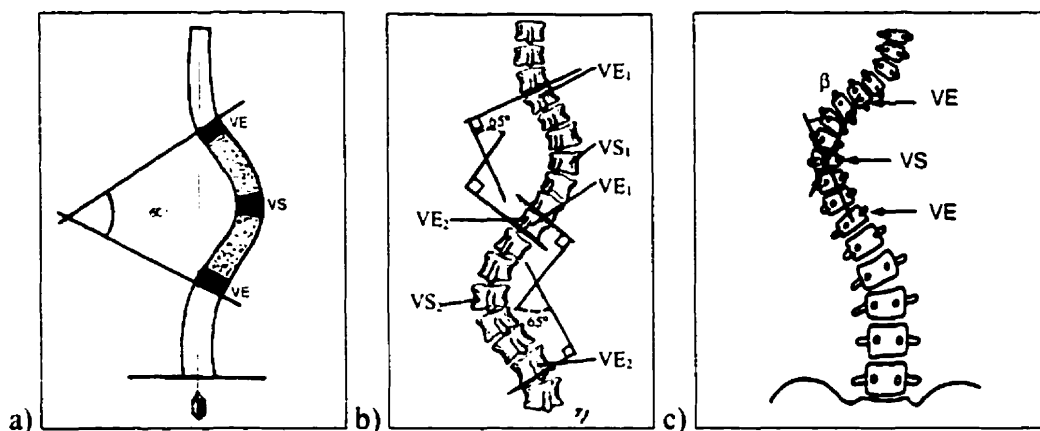
**Figure 1.10 - Comparaison entre un rachis normal et un scoliotique, de dos et de côté [tirée du site Internet de Scoliosis Research Society]**



**Figure 1.11 - a) Gibbosité sur une vue postéro-antérieure en position debout et en inflexion avant b) Déformation des côtes et de la vertèbre sur T8**  
[tirées de Clinica Sympatica, 1973]

En plus des rotations vertébrales et de la cunéiformisation, les vertèbres ont un déplacement latéral dans le plan frontal entraînant une modification des courbures rachidiennes dans le plan sagittal. Les mécanismes naturels de rééquilibrage global du tronc entraînent des contre-courbures [Dohin et coll., 1994].

Le classement des courbures scoliotiques se fait en fonction du niveau où se trouve les déplacements des vertèbres (cervical, thoracique ou lombaire), du type de courbure (simple ou double, gauche ou droite) et de la maturité osseuse du squelette du patient (infantile, juvénile, adolescente ou adulte) [Perdriolle, 1979]. L'importance de déformation scoliotique se mesure entre autres avec l'angle de Cobb [Cobb, 1948], pour décrire les déformations scoliotiques dans les plans frontal et sagittal ou avec l'angle de Ferguson [Fergusson, 1930]. Dans le premier cas, il s'agit de l'angle entre les lignes des bords supérieurs et inférieurs des vertèbres extrêmes (VE) de la déformation (figure 1.12). Ces vertèbres sont les plus inclinées de la colonne. Dans le second cas, l'angle est calculé entre les lignes joignant les centroïdes des vertèbres extrêmes supérieure et inférieure avec le centroïde de la vertèbre à l'apex (ou vertèbre sommet). Les vertèbres extrêmes sont situées au début et à la fin de la courbure.



**Figure 1.12 - Définitions de a) l'angle de Cobb b) des angles de Cobb sur une scoliose double (TDLG<sup>3</sup>) et c) de l'angle de Ferguson**

En plus de la gibbosité, une caractérisation est faite avec la déviation de la vertèbre sommet (VS) qui est la vertèbre la plus éloignée de la ligne médiane. Enfin, dans un plan transverse, il est possible de mesurer l'angle de rotation maximal.

En général, une déformation rachidienne est dite scoliose lorsque l'angle de Cobb est supérieur à  $10^\circ$ . Pour les déformations progressives modérées (angle de Cobb  $\leq 40^\circ$  ou un angle de Cobb  $\leq 30^\circ$  mais progressant), un traitement utilisant un corset (entre autres, corset de Boston ou de Milwaukee) et des séances de kinésithérapie suffisent pour stabiliser la colonne. Le corset essaie de prévenir toute déformation supplémentaire de la colonne. Il applique des pressions sur des points stratégiques pour réduire les déformations scoliotiques dans le plan frontal.

Les cas les plus graves (angle de Cobb  $\geq 40^\circ$  ou  $50^\circ$ ) sont opérés par instrumentation et ostéosynthèse (greffe osseuse) de la colonne vertébrale. Cette greffe fusionne et solidifie à long terme certaines sections vertébrales. Cette opération sert à poser des instruments

<sup>3</sup> Thoracique droite lombaire gauche

de correction du rachis. L'opération permet de diminuer les déviations latérales de la scoliose.

### **1.3 Chirurgie du rachis scoliotique**

L'opération d'une scoliose s'effectue par une fusion des vertèbres pour contrôler la progression de la courbure et une instrumentation est utilisée pour réduire les déformations du rachis. En fonction de la technique utilisée, elle nécessite l'implantation de crochets et de vis afin de fixer des tiges.

#### **1.3.1 Techniques opératoires**

Il existe plusieurs techniques d'instrumentation chirurgicales :

- les instrumentations postérieures : la colonne est réalignée avec une instrumentation par une approche postérieure (figure 1.13 a). Les principaux types d'opérations utilisant cette technique sont Harrington, Luque, TSRH<sup>4</sup>, CD et Colorado ;
- les instrumentations antérieures : la colonne est instrumentée sur le corps vertébral des vertèbres après une incision latérale (technique de Zielke, figure 1.13 b).

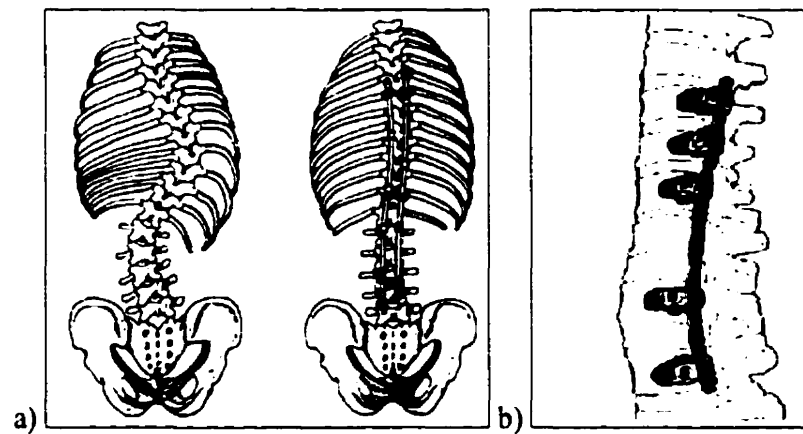
L'instrumentation Harrington est l'une des premières instrumentations développées qui permet la correction du rachis scoliotique. Elle repose sur une tige fixée à la colonne par deux crochets appliquant des forces d'extension. Les vertèbres intermédiaires sont liées à la tige avec du fil de fer. L'instrumentation de Luque utilise la même technique mais avec deux tiges pour obtenir une meilleure correction et un meilleur maintien. Ces deux

---

<sup>4</sup> Texas Scottish Rite Hospital

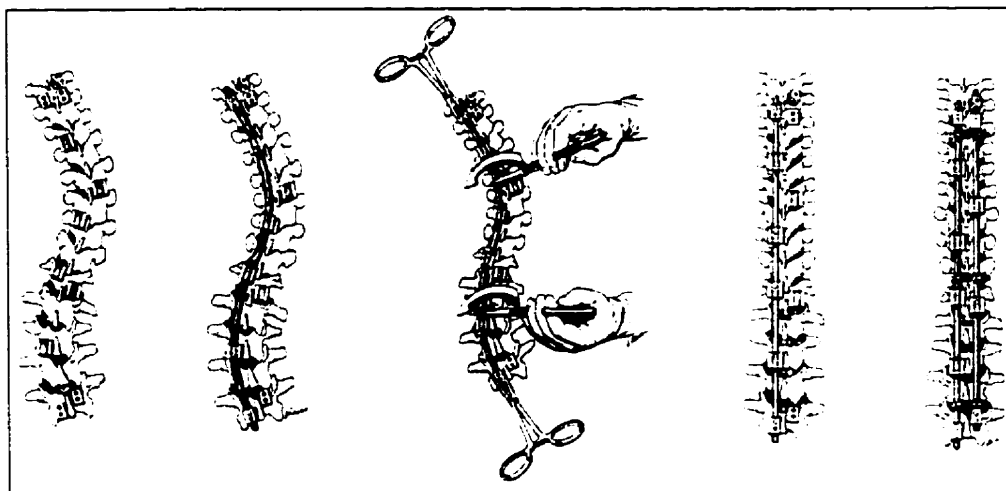


techniques sont des techniques en deux dimensions et la première demandait une longue période d'immobilisation post-opératoire.



**Figure 1.13 – a) Exemple d'instrumentation chirurgicale par apport postérieur pour le traitement de la scoliose [adaptée du site Internet de Scoliosis Research Society] et b) approche antérieure de l'opération**

Avec l'instrumentation postérieure CD (Cotrel-Dubousset), il est nécessaire de 1) poser sur la colonne un ensemble de vis (figure 1.14) et de crochets ; 2) cintrer (à la courbure frontale) et installer une tige sur les crochets et les vis (manœuvre de translation) ; 3) corriger le rachis en appliquant des forces de compression ou de traction de même que des moments de rotation successifs ; 4) serrer la tige sur ces supports pour éviter toute perte de correction. Seules certaines vertèbres, dites stratégiques, sont instrumentées. Cette technique a pour but de ramener la vertèbre sommet sur la ligne médiane mais les effets sur la dérotation axiale des vertèbres ne sont pas établis [Delorme et coll., 2000]. L'instrumentation Colorado est une instrumentation impliquant des corrections tridimensionnelles de la courbure scoliotique. Une tige est fixée sur la colonne dans sa position finale et la colonne est ramenée vers la tige par serrage d'écrous. Ces deux dernières techniques demandent l'installation de vis pédiculaires pour placer l'instrumentation sur la vertèbre.



**Figure 1.14 - Manœuvres chirurgicales pour l'instrumentation CD : mise en place des vis et crochets, pose de la tige (traction), dérotation, installation de la seconde tige et du dispositif de traction transverse [tirée de Lonstein et coll., 1995]**

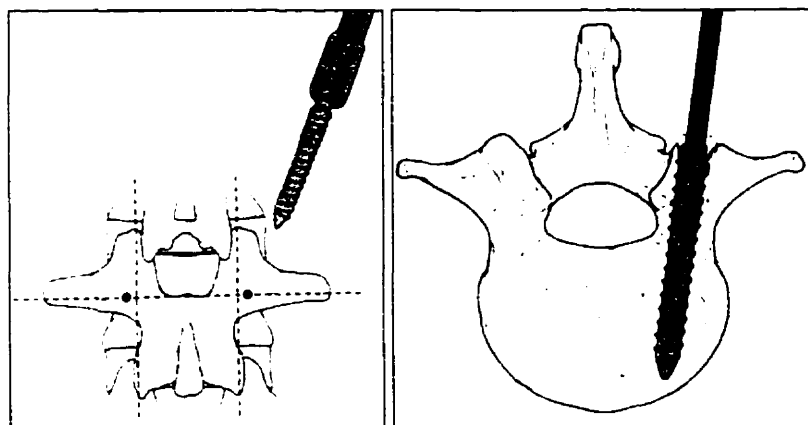
Le coût d'une instrumentation varie en fonction du type de scoliose à opérer et de l'instrumentation choisie. Sur une banque de données de 70 patients de l'Hopital Ste-Justine de Montréal (de 1993 à 1997), 12 crochets et vis sont installés en moyenne par patient (instrumentation CD et Colorado).

À titre indicatif, dans le cas d'une instrumentation CD, le coût d'une vis est d'environ 285 \$ et le coût d'un crochet varie de 225 à 285 \$. Une tige vaut 155 \$.

#### **1.3.1.1 Problème d'installation des vis**

La fixation d'une instrumentation sur des vertèbres lombaires avec des vis pédiculaires est l'une des techniques la plus stable et la plus versatile [Hou et coll., 1993] (figure 1.15).

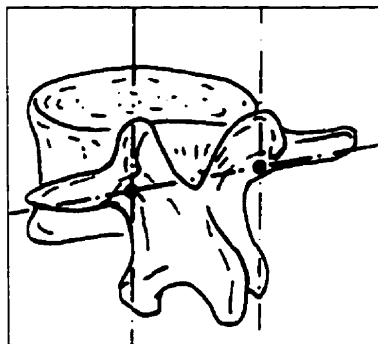
Lors de la chirurgie, pour mettre en place une vis, un trou est percé. Quatre étapes principales effectuées par le chirurgien sont nécessaires :



**Figure 1.15 - Instrumentation d'une vertèbre : mise en place d'une vis pédiculaire**  
**[tirée de la documentation Compact CD, 1994]**

1. **Familiarisation avec la géométrie des vertèbres à instrumenter.** Pour cela, deux radiographies sont prises une fois le patient installé sur la table d'opération [Joncas, 2001] : une postéro-antérieure à 0° (PA 0°) et une latérale. Au cours de l'opération, le chirurgien peut se fier à ces radiographies (en tenant compte de l'agrandissement et de la différence de repères) pour déterminer les angles de perçage. Il estime alors la position réelle des vertèbres et détermine l'orientation des pédicules. Cette étape permet aussi au chirurgien de valider ses choix du diamètre des vis à utiliser ainsi que de leur longueur.
2. **Détermination du point d'entrée dans la vertèbre en utilisant des repères anatomiques.** Par approche postérieure et après l'incision et l'exposition des surfaces postérieures des vertèbres, le chirurgien a accès aux vertèbres à instrumenter. Sur chaque vertèbre, le point d'entrée est un repère anatomique utilisé pour localiser le pédicule sur la partie postérieure de la vertèbre. Plusieurs méthodes empiriques d'identification ont été rapportées dans la littérature et la plupart situe le point d'entrée dans une zone placée à la base de l'apophyse transverse, sous la facette articulaire et sur la lame vertébrale. Le choix du point d'entrée a une incidence sur l'angle de perçage. Dans le cadre de cette étude, le point d'entrée considéré sera celui déterminé avec la technique de Roy-Camille

[Roy-Camille et coll., 1986]. Selon cette technique, le point d'entrée se trouve à l'intersection d'une ligne verticale joignant les facettes articulaires supérieure et inférieure de la vertèbre instrumentée et d'une ligne horizontale joignant le milieu des apophyses transverses de la vertèbre, 1 mm en dessous de cette dernière, au niveau des vertèbres lombaires (figure 1.16).

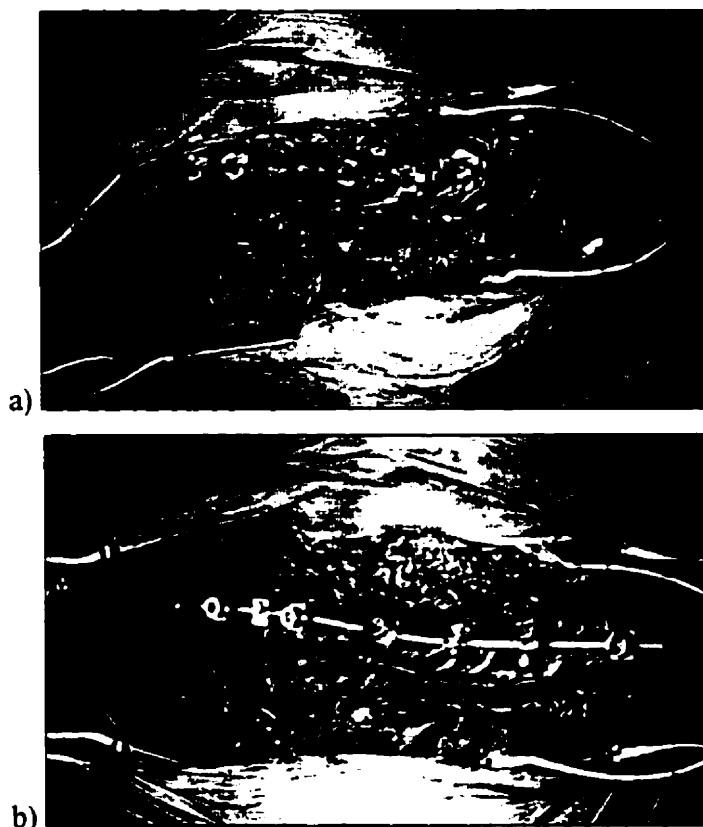


**Figure 1.16 - Points d'entrée pour le perçage des pédicules**  
[tirée de la documentation sur l'instrumentation CD de Sofamor-Danek]

3. **Perçage d'un trou pédiculaire.** Le perçage est effectué avec un outil de perçage manuel ou avec une perceuse munie d'une mèche. Le trou préparé est sondé avec un outil de vérification de profondeur. Cet outil sert aussi à palper les parois du trou percé dans le pédicule pour s'assurer que l'os cortical n'a pas été traversé. Si le trou est jugé inadéquat par le chirurgien, il est rebouché avec de l'os (naturel et/ou artificiel) et la vis est installée à un autre niveau vertébral.

Cette étape de perçage est cruciale et est l'une des plus difficiles car, par approche postérieure, le chirurgien ne voit pas le pédicule dans lequel il doit percer (figure 1.17). En effet, vu du champ opératoire, uniquement les surfaces postérieures des vertèbres sont visibles. Sur les vertèbres lombaires, le chemin du trou est déterminé par la géométrie et l'orientation du pédicule [Wittenberg et coll., 1993]. Idéalement, une vis pédiculaire devrait être placée selon l'axe du pédicule, aussi bien dans les plans sagittal et transverse [Ebraheim et coll., 1997]. Le chirurgien se fie donc sur le point d'entrée et sur un second point qu'il estime, au centre du

pédicule. Le perçage, en ligne droite, se fait en suivant la droite passant par ces deux points. Selon Esses et coll. [1989] et comme le montre l'étude de Ebraheim et coll. (§1.1.2), comme les racines nerveuses au niveau lombaire sont habituellement situées au 1<sup>er</sup> tiers du foramen intervertébral, il est plus dangereux de transpercer le pédicule dans la partie inférieure que supérieure.



**Figure 1.17 - Champ opératoire visible par le chirurgien pendant une opération**  
**a) après l'installation des vis et b) après l'installation de la tige :**  
**uniquement les surfaces postérieures exposées du rachis sont visibles**

4. **Installation de la vis dans le trou percé.** La vis est mise en place à partir du point d'entrée jusqu'au corps vertébral, sans aller jusqu'au cortex antérieur car les risques associés à la pénétration de l'os cortical excèdent les bénéfices en solidité (sauf en présence d'un pédicule affaibli) [Weinstein et coll., 1992]. Lors de

l'installation de la vis, le chirurgien doit faire attention aux complications peropératoires que cela peut entraîner : bris du pédicule, blessure à une racine nerveuse dans le foramen, blessure de la moelle épinière, blessure du disque intervertébral, compression nerveuse, blessure viscérale ou blessure vasculaire [Esses et coll., 1993]. Pendant l'opération, des potentiels évoqués permettent de vérifier la transmission d'informations dans la moelle épinière entre la tête du patient et les jambes. En cas de détection de variations dans les lectures des potentiels, qui peuvent être dues à une erreur de placement, la vis peut être enlevée et le trou bouché avec de l'os artificiel.

Deux autres radiographies sont prises (une PA 0° et une latérale) pendant l'opération pour vérifier, entre autres, la position des vis installées. Il peut y avoir jusqu'à quatre images radiographiques prises au cours de l'opération pour vérifier la position d'une vis pédiculaire [Joncas, 2001].

Une difficulté posée au chirurgien est due à la proximité du canal vertébral dans lequel se trouve la moelle épinière. Il faut donc pouvoir s'assurer :

- du trajet (direction) imposé par le chirurgien lors du perçage du trou et lors de l'installation de la vis. Ce trajet doit suivre la direction du pédicule de la vertèbre. Les instruments de perçage et de vérification du trou ne devraient pas transpercer les parois du pédicule. Cette pénétration pourrait créer des blessures aux éléments nerveux, vasculaire ou à la moelle épinière ;
- du diamètre de la mèche de perçage à utiliser pour percer et de la vis à installer. Aussi, il faudrait connaître pendant l'opération, au niveau du pédicule, l'espace maximum disponible pour rester à l'intérieur de la structure osseuse de la vertèbre ;
- de la longueur du trou percé, la longueur de la vis et la profondeur d'installation de cette dernière. Ceci a pour but de ne pas sortir de la vertèbre. Les vis devraient

occuper au maximum 80 % de la longueur du corps vertébral [Weinstein et coll., 1992].

### **1.3.2 Précision de placement des vis pédiculaires**

La précision de placement des vis pédiculaires a été étudiée par de nombreux auteurs. Cependant, dans la majorité des cas, ceux-ci analysent le taux de succès de placement et non la position de la vis dans le pédicule. Pour les vis externes au pédicule, l'analyse se fait par incréments de 2 mm de la hauteur de corde du trou hors du pédicule. Nous retiendrons ici l'étude de Farber et coll. [1995] qui ont obtenu un taux de succès de placement de 69.8 % (74 vis insérées) si les observations étaient faites par CT-scan et 81.2 % par radiographie.

## **1.4 Techniques d'assistance chirurgicale**

Pour améliorer le taux de placement des vis pédiculaires, plusieurs systèmes informatiques et mécaniques ont été développés. Il s'agit principalement de systèmes de chirurgie assistée par ordinateur peropératoire et de guides chirurgicaux. Les sections suivantes présentent ces deux types de systèmes.

### **1.4.1 Chirurgie assistée par ordinateur**

Pour aider le chirurgien pendant le perçage d'un trou pédiculaire, il existe des systèmes de chirurgie assistée par ordinateur. Ces systèmes utilisent une information préopératoire pour pouvoir afficher pendant l'opération et en temps réel la position des outils du chirurgien par rapport à la vertèbre. Il est donc nécessaire d'effectuer trois étapes, soient acquérir la géométrie de la vertèbre, effectuer un recalage informatique et un suivi peropératoire des instruments.

**L'acquisition de la géométrie** des vertèbres se fait par un CT-scan préopératoire. À partir de ce dernier, une reconstruction 3D est faite et un modèle 3D de la vertèbre sert de base au recalage.

Pour mettre en correspondance la vertèbre dans la salle d'opération avec le modèle 3D reconstruit, un recalage informatique est fait. Il permet d'avoir dans un même repère la vertèbre du patient dans la salle d'opération avec le modèle correspondant.

**Quatre techniques de recalage** existent (figure 1.18) [Lavallée et coll., 1996]. La première utilise des images radiographiques intensifiées et digitalisées pour obtenir une projection de la vertèbre du patient. Des algorithmes de recalage permettent ensuite de connaître la position du modèle de la vertèbre donnant les projections obtenues. Les deux méthodes suivantes utilisent des diodes de localisation électroluminescentes permettant de suivre la position des outils du chirurgien avec un localisateur 3D (« tracking system »). Les outils sont calibrés et, à partir de la position et de l'orientation de ces derniers, il est possible de calculer les coordonnées spatiales d'un point connu de l'outil. La première des deux méthodes demande d'identifier un nombre limité de points anatomiques prédéterminés sur la surface postérieure de la vertèbre (5 à 10). Ces points auront préalablement été identifiés sur le modèle 3D de la vertèbre. Le recalage se fait entre ces deux séries de points et permet de superposer la vertèbre de la salle d'opération au modèle 3D reconstruit. Avec la méthode suivante, un nuage de points unique (20 à 50) est numérisé sur la surface postérieure de la vertèbre. Le recalage est fait en calculant les transformations permettant de placer le modèle 3D de la vertèbre sur ces points.

La dernière technique utilise l'image d'une caméra vidéo pour effectuer le recalage. Des lignes sont projetées sur la surface à reconstruire et, par triangularisation et analyse des déformations des lignes, un modèle 3D peropératoire observé est reconstruit. Cette technique permet d'effectuer un recalage surfacique de façon automatique. Le modèle peropératoire est alors recalé avec le modèle 3D préopératoire de la vertèbre.



Une fois le recalage effectué, la dernière étape consiste en un **suivi peropératoire** des instruments et se fait avec des digitaliseurs ou des capteurs de mouvements. Ceux utilisés en salle d'opération sont généralement opto-électroniques et captent en temps réel la position de diodes. Six diodes permettent de connaître en tout temps l'orientation et la position des outils dans la salle d'opération. D'autres techniques utilisent un robot s'alignant sur un rayon laser indiquant la position et la direction de perçage mais cette technologie est difficilement applicable en salle d'opération. Le dernier système, utilisant des caméras optiques, permet de connaître la direction de perçage voulue en suivant la direction dans laquelle le recalage a été obtenu.

La combinaison de ces quatre systèmes de recalage et de ces trois systèmes de suivi permet d'obtenir sept solutions de chirurgie assistée par ordinateur telles que présentées à la figure 1.18 [Lavallée et coll., 1996]. Cette classification est similaire à celle faite par Bainville et coll. [1999].

La position optimale de perçage peut ainsi être trouvée en analysant en temps réel la position des outils du chirurgien ou en alignant ces derniers sur une trajectoire planifiée. Des systèmes commerciaux utilisant, par exemple, le recalage avec palpation de point et un suivi en temps réel avec des caméras optiques existent, comme le Stealthstation de Medtronic Sofamor Danek (Minneapolis, Minnesota, USA) ou le Navitrack de Orthosoft (Montréal, Canada). Ces systèmes coûtent plus de 100 000 \$.

Des études sur le taux de placement obtenu avec les systèmes de chirurgie assistée par ordinateur ont été effectuées mais la plus récente et la plus complète a été effectuée par Amiot et coll. [2000]. Avec un système de chirurgie assistée par ordinateur (Navitrack), 95 % des 294 vis installées *in vivo* étaient bien placées. Les vis externes au pédicule étaient toutes situées entre 0.1 et 2 mm.

REGISTRATION	3D/2D MATCHING using X-RAYS	3D/3D MATCHING using a 3D POINTER	3D/3D MATCHING using a LOCALIZED ULTRASOUND PROBE	MANUAL MATCHING with VIDEO IMAGE			
Percutaneous	+	-	+	-			
Accurate registration	+	+	+(1)	=			
Automatic acquisition	+	-	-	-			
Ease of data acquisition	+	+	=	-			
Ease of data processing	= (2)	+	- (2)	-			
Automatic registration	+	+	+	-			
Real-time tracking	= (3)	+(3)	= (3)	- (4)			
Cost	+(5)	+(6)	+(5)	+(6)			
	A	B	C	D	E	F	G
ACTION	3D LOCALIZER mounted on the surgical tool and ALIGNMENT using a GRAPHIC user interface	ROBOT positioning a LASER POINTER	GUIDE FIXED to a VIDEO CAMERA				
Lack of constraints	= (5)	+	+(7)				
Ease of alignment	= (9)	+	+(7)				
Depth of penetration	+	-	+(7)				
Safety	+	+	+(7)				
Accuracy	+	+	+(7)				
Cost	+	= (10)	+(7)				
Percutaneous	+	+	-				
Follow real-time tracking	= (11)	= (11)	-				

Figure 1.18 - Systèmes de recalage et de guidage [tirée de Lavallée et coll., 1996]

#### 1.4.2 Guides chirurgicaux

Les guides chirurgicaux pour la chirurgie orthopédique sont des pièces mécaniques placées sur une surface osseuse pour aider à diriger l'outil du chirurgien. Outre l'application pour l'installation de vis pédiculaires, de tels guides sont aussi utilisés pour des opérations de la hanche ou du genou. La revue des guides pour les chirurgies du rachis a permis de répertorier trois équipes de chercheurs effectuant des travaux sur ce sujet. Le tableau 1.3 présente les différents types de guides développés ainsi que les protocoles de validation utilisés.

**Tableau 1.3 - Guides chirurgicaux développés et protocoles expérimentaux utilisés**

	<b>RADERMACHER<sup>5</sup></b>	<b>VAN BRUSSEL</b>	<b>BROWN</b>
Type de guide	Recalage surface-surface postérieur (complet ou partiel)	Recalage postérieur : surface de contact sur l'apophyse épineuse et arêtes d'appui sur les apophyses transverses	Recalage surface-surface postérieur Empreinte de la vertèbre sur le guide
Détermination de la trajectoire optimale	Avec DISOS (système d'analyse d'images pour la chirurgie orthopédique)	Modélisation paramétrique (logiciel non précisé)	Avec Materialise
Modélisation du guide			
Procédé de fabrication	Usinage avec une fraiseuse de bureau <sup>6</sup>	Stéréolithographie	Stéréolithographie
Guidage du foret	Cylindre dans le guide Guide cylindrique externe (métallique) fixé au guide	Insert métallique	n. d.
Validation	12 colonnes lombaires cadavériques (L2-L4) (une moitié avec un guide)	Une colonne cadavérique (sur L1, L2 et L3), deux chirurgiens	27 colonnes cadavériques et répliques plastiques de patients vivants
Technique d'imagerie médicale et type de reconstruction 3D	CT-scan (2mm d'épaisseur tous les 2mm), DISOS <sup>6</sup> , modèle 3D	CT-scan, traitement des images avec Materialise	CT-scan, traitement avec Materialise
Évaluation de la position des trous	Fluoroscopie peropératoire CT-scan post opératoire	CT-scan post-opératoire	CT-scan post-opératoire
Résultats	Toutes les vis internes aux pédicules Aucun résultat quantitatif sur la précision de placement	Trous internes aux pédicules pour tous les niveaux Léger décalage sur L4 dû à un problème d'ajustement du guide pour ce niveau	Toutes les vis sont internes au pédicule Les directions obtenues correspondent aux directions visées (validation visuelle)
Commentaires	10 minutes pour fabriquer des guides stérilisables Des utilisateurs non expérimentés surestiment la qualité des surfaces de référence	Pour obtenir un bon recalage, enlever tous les tissus mou sur les surfaces de contact Essais cliniques en cours	Cette approche ne demande pas de temps supplémentaire comme pour la fluoroscopie ou le recalage informatique

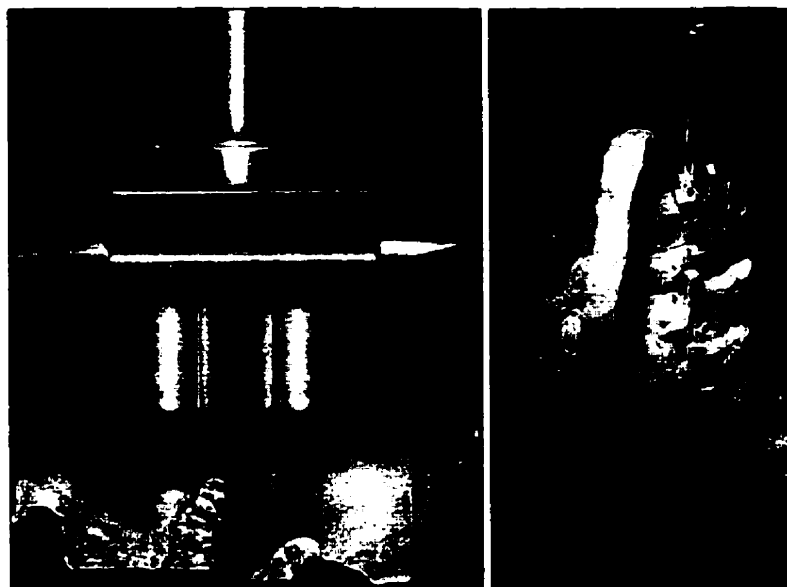
<sup>5</sup> Travaux publiés avec Birmanbaum [2001] comme premier auteur

<sup>6</sup> « Desktop Image Processing Surgical Planning & Simulation Manufacturing of Individual Templates for Orthopaedic Surgery » de Gemetec, Aachen, Allemagne

Radermacher et coll. [1996, 1998, 1999] et Birnbaum [2001] ont développé des guides personnalisés se plaçant sur la surface postérieure des vertèbres et nécessitant un recalage surface-surface complet (figure 1.) ou partiel. Pour cela, la vertèbre est numérisée par CT-scan et un modèle 3D est reconstruit sur le logiciel DISOS. Ce dernier permet de définir une direction optimale de perçage dans le pédicule, de concevoir et construire le guide en tenant compte d'une zone d'appui identifiée sur les surfaces postérieures de la vertèbre. La zone d'appui se trouve autour du point d'entrée et ne contient pas obligatoirement de contact avec l'apophyse épineuse. La surface d'appui est une empreinte des formes de la zone d'appui de la vertèbre. Le guide est construit en polycarbonate sur une fraiseuse trois axes de table, pilotée directement avec le logiciel de reconstruction 3D. Le guide est stérilisable à 135 °C avec de la vapeur d'eau. La planification préopératoire demande au chirurgien quatre étapes :

1. Choisir le point d'entrée ;
2. Déterminer la direction de perçage dans le pédicule. Le logiciel propose une validation avec une sélection de diamètres et de longueurs de vis ;
3. Choisir la forme de guide parmi des gabarits de la bibliothèque du logiciel ;
4. Déterminer la position optimale de placement du guide sur la vertèbre entre l'apophyse transverse et l'apophyse épineuse sur la lame vertébrale.

À partir de ces informations (reconstruction et direction de perçage), le guide est modélisé et les parcours d'outils pour usiner la pièce sont générés automatiquement (une seule face est à usiner). Le côté usiné correspond à la face de contact entre le guide et la vertèbre. Le guide est construit à partir de gabarits types en 15 min environ.



**Figure 1.19 - Guide chirurgical par recalage surface-surface développé par Radermacher et coll. [tirée de Birnbaum, 2001]**

L'utilisation du guide se fait en installant le guide sur la vertèbre afin de trouver la position où la surface d'appui se trouve recalée avec la surface postérieure de la vertèbre. Cette position peut facilement être trouvée en appliquant une petite pression sur le guide lorsqu'il est mis en place. Cependant, il est nécessaire d'effectuer une préparation minutieuse des surfaces de contact et d'éliminer les ligaments, les tissus mous et adipeux sans endommager la surface de contact. Le temps nécessaire pour la préparation des surfaces de recalage est de 150 s en moyenne au lieu de 115 s (moyenne) [Birnbaum, 2001] pour une technique conventionnelle (sans aucun système d'assistance chirurgicale). Le temps de perçage avec le guide et d'installation d'une broche de Kirschner (servant à la vérification de la position du trou percé) dans le pédicule dure 400 s en moyenne alors que la méthode conventionnelle demande 332 s en moyenne. Les temps totaux de préparation sont donc de 555 s contre 482 s (moyennes). Le recalage du guide sur la vertèbre demande 24.4 s en moyenne alors que la recherche du point d'entrée et des directions de perçage prend en moyenne 112 s.

Au niveau de la satisfaction du chirurgien, 2 des 12 colonnes avaient une position de perçage non optimale (décalage médial et décalage latéral). Cependant, aucun placement hors pédicule n'a été constaté. L'erreur moyenne de placement était de 1.5 mm (décalage interne au pédicule, par rapport à l'axe du pédicule).

À partir de plusieurs essais, les auteurs concluent que l'utilisation d'une méthode de perçage utilisant des guides est avantageuse à cause de la simplicité d'application. Un logiciel de planification chirurgicale préopératoire permet de choisir entre plusieurs points d'entrée et angles de perçage, de même que de tester différentes configurations de placement du guide.

Le coût d'un guide est de \$US 40-50 et le système complet (avec DISOS) revient à \$US 40 000.

Enfin, même si la méthode permet d'obtenir un perçage interne au pédicule, elle dépend de la précision du CT-scan obtenue pour la détermination de la droite de perçage.

Le guide demande une certaine enveloppe de travail. Il est donc impossible de l'utiliser lors d'une opération sous-cutanée.

Cette méthode est liée aux guides disponibles dans la bibliothèque du logiciel DISOS.

Van Brussel et coll. [1998] ont développé un guide dont le mode de recalage se base sur un appui sur l'apophyse épineuse et utilise deux arêtes vives pour trouver un contact sur les apophyses transverses gauche et droite. Le protocole de génération du guide est similaire à celui de Radermacher à savoir qu'un CT-scan des vertèbres à instrumenter et une reconstruction 3D (avec Materialise, Belgique) sont effectués. À partir de la reconstruction, un modèle 3D solide de la vertèbre est créé sur un logiciel de modélisation tridimensionnelle paramétrique qui sert au design du guide. Ce dernier est fabriqué par stéréolithographie (technique de prototypage rapide expliquée à l'annexe F). Des inserts en acier inoxydable sont placés dans les cylindres du guide pour permettre une interface avec le foret de perçage.

Ce guide a été utilisé sur trois vertèbres L2, L3 et L4 d'une colonne cadavérique. Les vertèbres percées sont analysées avec un CT-scan post-opératoire pour déterminer la position des trous dans les pédicules. Tous les trous percés étaient internes aux pédicules et le chirurgien qui a utilisé le guide a souligné la facilité d'utilisation de ces guides. Par contre, au niveau de la méthode, pour obtenir un bon recalage, il est nécessaire d'enlever tous les tissus mous pouvant se trouver sur l'apophyse épineuse pour obtenir un bon contact entre le guide et la vertèbre. Les supports sur les apophyses transverses fonctionnent de façon optimale seulement si ces derniers sont perpendiculaires aux apophyses transverses. Cependant, en cas de mauvaise orientation, le chirurgien peut compenser une instabilité en appliquant une pression plus grande sur le guide. Les expériences ont montré qu'étant donné la petite surface de contact sur l'apophyse épineuse, une meilleure assise du guide peut être obtenue en utilisant les limites latérales des facettes articulaires pour le support. Enfin, pour réduire le temps de préparation, il est nécessaire d'avoir des surfaces de contact les plus petites possibles.

Brown et coll. [2001] ont également développé un guide fabriqué par stéréolithographie. Il se base sur un CT-scan des vertèbres à instrumenter. Le logiciel utilisé pour la planification préopératoire (définition des directions de perçage) et la modélisation du guide chirurgical est Materialise. Le recalage se fait par un appui surface-surface complet du guide sur la vertèbre, bien que le détail des surfaces postérieures utilisées n'est pas décrit. Ce guide a été testé sur 27 colonnes vertébrales (cadavériques et plastiques) et des CT-scan ont été pris pour vérifier la position des trous percés. Tous étaient dans les pédicules et les directions de perçage obtenues correspondaient, visuellement, aux directions de perçage prévues.

Toutes les équipes ayant développé des guides chirurgicaux utilisent des guides mono-pièce pour le perçage des pédicules (sans tenir compte des inserts métalliques). Ces guides à usage unique pour un pédicule donné. Les procédés de fabrication choisis, le fraisage ou le prototypage rapide par stéréolithographie, ne sont pas des procédés

habituels dans un hôpital et demandent donc un personnel non hospitalier qualifié pour produire ces guides.

Quelle que soit la méthode utilisée, tous les auteurs mentionnent des difficultés pour obtenir une géométrie précise des vertèbres à instrumenter pour effectuer la planification préopératoire à partir du CT-scan. Il existe également une limite au niveau de la quantité de radiations à laquelle un patient peut être exposé. Enfin, la qualité de préparation des guides et des surfaces de contact sur les vertèbres ont une grande importance quant à la qualité de recalage obtenue et la précision de placement pour le perçage.

Ces guides dont la planification et la construction sont préopératoires ne peuvent être modifiés pendant la chirurgie pour améliorer la position de perçage et sont tributaires des images préopératoires. Par contre, l'utilisation d'un guide permet d'éviter des prises d'images par fluoroscopie pendant la chirurgie réduisant ainsi l'exposition du patient aux radiations et diminuant le temps opératoire.

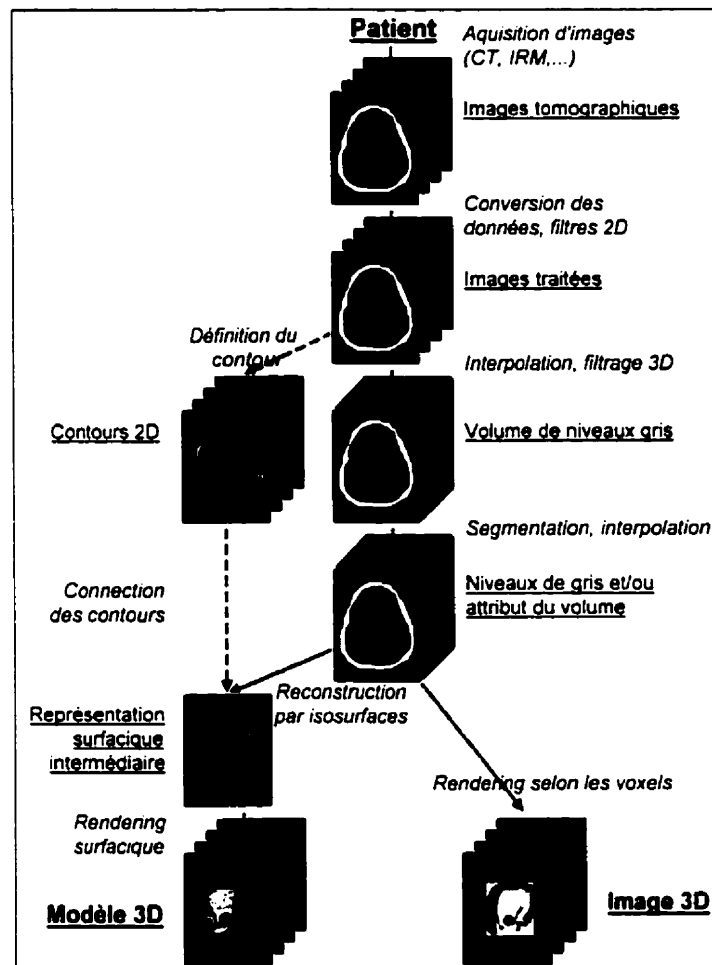
Une autre solution a été proposée par Hu et coll. [1992] pour protéger les structures environnantes en cas de perçage hors du pédicule alors que les blessures sont engendrées par le foret. Au fur et à mesure du perçage, un tube de plastique (un tube de succion) est placé autour du foret pour éliminer tout contact possible entre le foret et les tissus environnants.

## **1.5 Reconstruction 3D**

L'examen médical de la scoliose demande une prise d'images médicales pour observer la colonne vertébrale. Ces images servent à confirmer le diagnostic et évaluer la gravité des déformations du rachis en y mesurant différents indices géométriques. La technique majoritairement utilisée est la radiographie aux rayons X. Cependant, avec le développement des techniques d'IRM et de CT-scan, les images tridimensionnelles sont de plus en plus utilisées pour la visualisation de la colonne vertébrale. Cette section



présente des méthodes de reconstruction 3D utilisées en imagerie médicale, renseignées par de Guise et coll. [1995] et de Sales de Gauzy et coll. [1998].



**Figure 1.20 - Étapes de reconstruction tridimensionnelle [adaptée de Taylor, 1996]**

La reconstruction 3D d'une image ou d'un modèle à partir d'images médicales demande trois étapes (figure 1.20). La première est l'acquisition des images 2D (radiographies de face ou de profil, sur support numérique et sur film) ou 2D½ (balayage des régions à observer par CT-scan ou IRM). Dans la seconde étape, les images sont traitées et lors de la dernière étape, la reconstruction permet d'obtenir soit une image 3D de l'objet observé soit un modèle 3D. Une image 3D est constituée d'une série de voxels ayant chacun une valeur de niveau de gris (à partir d'une acquisition par IRM ou d'un CT-scan) tandis

qu'un modèle 3D est composé d'une série d'informations géométriques, topologiques ou mathématiques (points, lignes, surfaces, sommet, peau, volume et solide) permettant de représenter la géométrie observée. Cette représentation peut être simple ou complexe. Un exemple simple serait l'utilisation d'une série de facettes reposant sur des points pour représenter une vertèbre alors qu'une représentation plus complexe serait le calcul d'une équation de surface à partir des points de la vertèbre pour décrire la géométrie.

Il existe trois types de reconstitution tridimensionnelle présentés ci-dessous. Cette classification est de Sales de Gauzy et coll. [1998].

1. **Reconstruction par seuillage** : ce type de reconstruction se fait à partir d'une IRM ou d'un CT-scan et le résultat obtenu est une image 3D. Elle se fait par une analyse des valeurs des pixels ou des voxels (histogramme des niveaux de gris). Un seuil de densité est fixé, correspondant au type de tissu à observer. Cette technique permet d'obtenir une bonne visualisation de la morphologie et elle est souvent utilisée pour déterminer le type de malformation lors du diagnostic d'une scoliose congénitale.
2. **Reconstruction par reconnaissance de contours**. Avec cette technique, sur chaque image CT-scan ou IRM, les contours de la pièce observée sont détectés, soit manuellement, soit automatiquement par seuillage et segmentation pour reconstruire un modèle. Les contours des différentes images sont ensuite empilés en utilisant les coordonnées relatives de chaque image puis connectés ensemble pour former un maillage surfacique de l'objet (des facettes représentent la surface de l'objet). Ce maillage est un modèle 3D de l'objet. Il peut ensuite être traité pour obtenir une modélisation mathématique intégrant toutes les informations au sein d'une seule structure (surface ou solide).
3. **Reconstruction stéréoradiographique** : cette technique se base sur l'algorithme du DLT (« Direct Linear Transformation ») [Marzan, 1976] et utilise des radiographies aux rayons X. L'application développée au LIS3D [Dansereau et coll., 1991] demande trois radiographies (mais deux suffisent pour utiliser cette

technique), une PA-0°, une PA-20° et une latérale sur lesquelles sont identifiés des points anatomiques caractéristiques comme les points supérieurs et inférieurs des pédicules gauche et droit. Ces points sont identifiés dans le même ordre sur toutes les radiographies. Une fois les 55 billes de calibrage et les points caractéristiques identifiés, un modèle 3D de la colonne vertébrale est obtenu par triangularisation inverse. Une fois reconstruit en 3D, le modèle peut être habillé d'éléments filaires, cylindriques ou de vertèbres reconstruites à partir d'un CT-scan ou issus d'une bibliothèque d'éléments (par recalage ou par krigeage) [Delorme, 1996].

## **1.6 Prototypage rapide en orthopédie**

### **1.6.1 Prototypage rapide**

Le prototypage rapide est une technique de fabrication de pièces développée en génie mécanique pour améliorer la conception de pièces et réduire les temps de développement des produits. Elle permet :

- de fabriquer une pièce directement à partir des données informatiques (modèles issus de logiciels de conception 3D, d'imagerie médicale ou de systèmes de digitalisation 3D) ;
- de fabriquer une pièce avec un minimum d'interventions humaines (aucune programmation de parcours n'est nécessaire) ;
- de fabriquer des pièces sans avoir de limite dans la complexité géométrique des pièces ;
- d'utiliser des machines génériques (qui ne sont pas reliées à un type de pièce ou d'outil fixe).

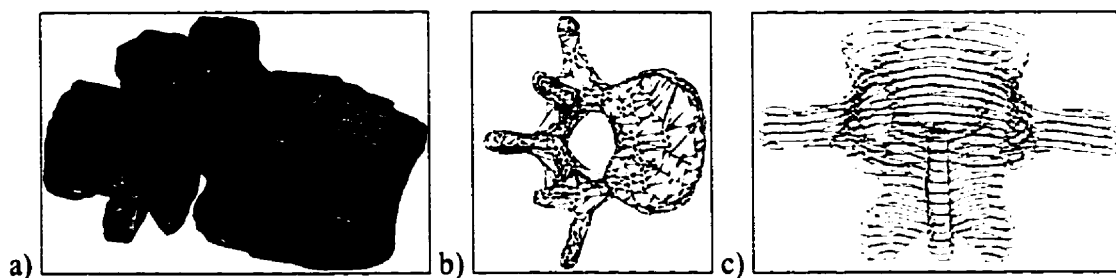
Il est alors possible de passer directement d'informations virtuelles à une information physique, en trois dimensions, facilement compréhensible. L'enveloppe de construction

des machines où sont construites les pièces est le principal facteur limitant pour la construction de prototypes, même si ces derniers peuvent parfois être fabriqués en plusieurs morceaux puis assemblés.

Le principe de fonctionnement est le suivant, quelque soit la machine de prototypage rapide : la pièce est fabriquée par ajouts successifs de fines tranches horizontales de matière (couche par couche), de 0.002" à 0.010" (51 à 254  $\mu\text{m}$ ) d'épaisseur, en fonction du procédé et du matériau utilisé. Cette technique de fabrication se distingue des autres procédés qui fabriquent une pièce soit par enlèvement de matière (techniques d'usinage) soit par formage de matière (moules, extrusions).

Le point de départ est le modèle informatique (géométrique) de la pièce qui est facettisé (figure 1.21 a et b). La taille des triangles générés ainsi que l'erreur de corde maximale admissible entre la vraie forme de l'objet et la triangularisation peuvent être contrôlées. Un fichier est créé en format STL (pour stéréolithographie, nom générique du format de transfert de données expliqué au paragraphe C.3), et contient l'information des facettes triangulaires et des nœuds de l'objet. Les facettes délimitent la surface externe de la pièce. Le modèle transmis est coupé en fines tranches (2D  $\frac{1}{2}$ , figure 1.21 c) par le logiciel de contrôle spécifique à chaque machine de PR. Chaque tranche est reproduite sur la machine par dépôt ou fusion de matériau. Les différentes tranches adhèrent les unes aux autres. En commençant par le bas de la pièce, et en cumulant les tranches jusqu'au-dessus de la pièce, on construit ainsi la pièce. Certaines technologies construisent aussi des supports en même temps que la pièce pour stabiliser et éviter toute déformation. Ces supports, liés à la pièce construite et éliminés après construction, sont spécifiques à certains procédés et sont générés automatiquement.

Les techniques de prototypage rapide varient en fonction du ou des matériaux de construction et de la manière dont les tranches sont construites. L'annexe F présente différentes techniques.



**Figure 1.21 - a) Modèle 3D d'une vertèbre ; b) Triangularisation du modèle ;  
c) Schéma des tranches d'une vertèbre**

Différents matériaux existent et certains sont stérilisables, comme le montre tableau 1.4.

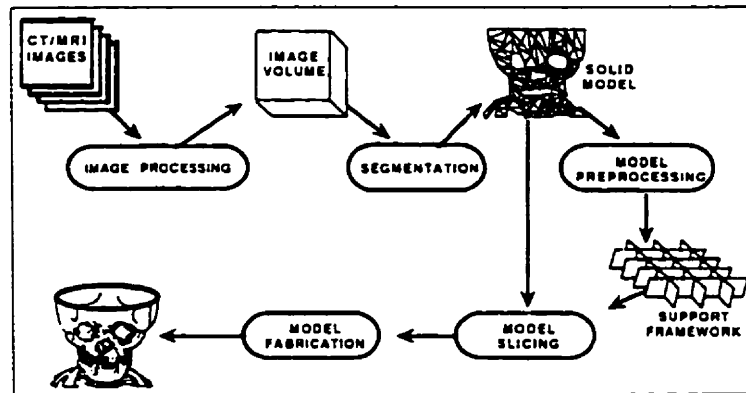
**Tableau 1.4 - Matériaux de prototypage rapide stérilisables (Classe VI) [tiré de Christensen, 1999]**

PROCÉDÉ DE P.R.	MATÉRIAU	MÉTHODE DE STÉRILISATION
Stéréolithographie (SLA)	Stereocol (Zenaca Specialties)	Autoclave, irradiations gamma, oxyde d'éthylène
Frittage sélectif de poudre (SLS)	Duraform Polyamide (DTM Corp.)	Autoclave
Dépôt de matériel en fusion (FDM)	Medical Grade ABS (Stratasys)	Irradiations Gamma

### 1.6.2 Utilisation du prototypage rapide en chirurgie orthopédique

Des applications du prototypage rapide en chirurgie existent pour la fabrication de modèles anatomiques et la méthodologie utilisée pour générer ces modèles est la même quels que soient les auteurs ou les applications (figure 1.22).

Des images du patient sont obtenues par CT-scan ou IRM. Une fois enregistrées sur support numérique, un modèle tridimensionnel de la structure à fabriquer est reconstruit. Cette étape peut être faite sur un logiciel traitant directement les images ou combinant la reconstruction et la conception assistée par ordinateur. Le modèle est ensuite transféré vers une machine de prototypage rapide pour y être construit.



**Figure 1.22 - Processus allant de l'acquisition des données du patient à la fabrication d'un modèle par prototypage rapide [tirée de Mankovich et coll., 1994]**

La section F.2 de l'annexe F présente une sélection de certains auteurs illustrant l'utilisation du prototypage rapide en chirurgie (non représentatif de la répartition des applications rencontrées). 70 à 80 % des modèles construits le sont par stéréolithographie [Christensen et coll., 1999]. Les autres méthodes parfois utilisées sont principalement le frittage de poudre et le laminage d'objets. Pour effectuer l'acquisition des structures osseuses, un CT-scan est utilisé dans la majorité des cas. Ce choix montre que l'analyse tomodensitométrique par scanner à rayon X est actuellement le meilleur procédé disponible pour modéliser en 3D des structures osseuses [Gimenez et coll., 1999]. Les applications des modèles fabriqués par prototypage, en chirurgie, peuvent être classées en quatre groupes :

- **Planification chirurgicale** : généralement dans la région maxillofaciale, pour le cas de chirurgies complexes de reconstruction. Ce groupe représente la majeure partie des applications rapportées [Kermer et coll., 1998 ; Andrews et coll., 1999 ; James et coll., 1998] ;
- **Communication** : pour informer un patient d'une pathologie ou pour communiquer avec d'autres chirurgiens. Un modèle physique permet d'enregistrer les informations 3D et peut servir de référence [Mankovich et coll., 1990 ; D'Urso et coll., 1998] ;

- **Formation** : pour les résidents, reconnaissance de pathologies, entraînement sur des cas chirurgicaux complexes ou pour l'apprentissage du traitement de maladies où il est difficile de trouver des cas cadavériques [Begall et coll., 1998] ;
- **Aide au design** : cette dernière application regroupe les applications traditionnelles du PR : validation des formes, des ajustements et des fonctions de nouvelles pièces telles que des implants ou des prothèses. Ces dernières sont personnalisées au patient avant leur utilisation en chirurgie [Park et coll., 1997].

## 1.7 Résumé de la problématique et objectifs

Le traitement chirurgical de la scoliose idiopathique demande l'installation de vis pédiculaires lors de la pose de l'instrumentation CD ou Colorado. Cette étape, délicate à cause de la proximité de la moelle épinière et de racines nerveuses, des variations de morphologie du pédicule (entre autres son étroitesse) selon les patients et les niveaux vertébraux, est complexe à réaliser et dépend beaucoup de l'expérience du chirurgien. Il n'existe pas de technique standardisée de perçage du trou devant accueillir la vis et le chirurgien ne peut que se fier qu'à des repères anatomiques limités obtenus à partir de techniques de repérage empiriques et à un recalage mental effectué avec des radiographies pour déterminer l'orientation et la position du pédicule à percer en salle d'opération.

Cette étude propose donc de développer un guide chirurgical personnalisé de façon préopératoire à la géométrie de la vertèbre à instrumenter pour faciliter cette étape de perçage pédiculaire, sur des vertèbres lombaires, et de vérifier le taux de succès obtenu avec un premier prototype. Les objectifs spécifiques du projet consistent à :

- (i) Développer un prototype virtuel du guide ;

- (ii)** Développer une méthode permettant d'ajuster le guide à la géométrie des vertèbres à instrumenter et de percer dans la direction voulue ;
- (iii)** Fabriquer un prototype du guide ;
- (iv)** Valider expérimentalement le prototype développé.

Le chapitre suivant présente la méthodologie utilisée pour atteindre ces objectifs.



## **CHAPITRE 2**

# **DÉVELOPPEMENT DU GUIDE, DES OUTILS DE TRAITEMENT ET MÉTHODOLOGIE EXPÉRIMENTALE**

Tel que présenté au chapitre précédent, le guide qui sera développé dans le cadre de ce projet de maîtrise a pour but de permettre le perçage personnalisé d'un pédicule d'une vertèbre d'un patient donné.

Le développement a nécessité une étude préliminaire avant d'arriver au design du guide final. Ainsi, dans ce chapitre, l'approche générale utilisée est d'abord présentée suivie de la méthode de reconstruction tridimensionnelle d'une vertèbre, du design préliminaire d'un guide à usage unique puis, suite à la discussion de cette première solution, un second design est présenté. Le programme nécessaire à son utilisation est détaillé. Enfin, l'évaluation expérimentale utilisée pour la validation de ce second guide est présentée.

### **2.1 Approche générale de développement du guide chirurgical**

Deux designs de guide, avec des fonctionnalités différentes ont été développés. Pour présenter le processus de développement de ces guides et des outils permettant leur utilisation, une chaîne de transfert d'informations est présentée à la figure 2.1. Cette chaîne couvre toutes les étapes allant de l'acquisition des données du patient jusqu'à l'utilisation des guides développés et des outils nécessaires à leur utilisation.

La démarche générale utilisée consiste en premier lieu à obtenir un modèle géométrique 3D solide d'une vertèbre. Pour cela, à partir de tranches CT-scan et d'une technique de reconstruction 3D, un modèle surfacique de la vertèbre est obtenu.

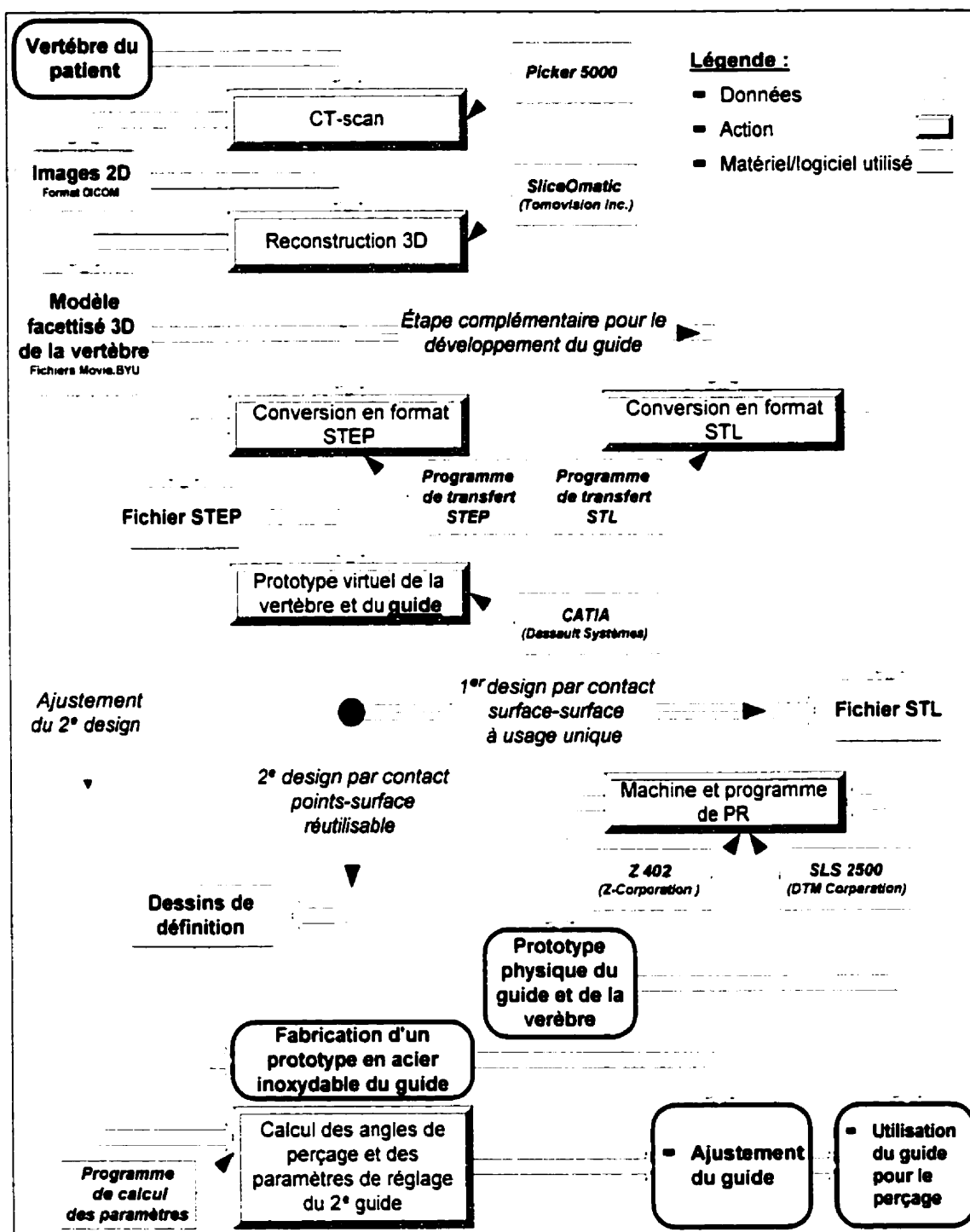


Figure 2.1 - Chaîne de transfert d'informations pour le développement des guides

Une fois reconstruite en 3 dimensions, la vertèbre utilisée pour le développement du guide est en premier convertie au format de fichier STEP afin de l'importer sous forme d'une série de faces planes dans le logiciel de modélisation 3D CATIA (version 4.2.0 Dassault Systèmes S.A., Suresnes, France). Dans ce programme, la vertèbre est reconstruite par surfaces frontières (« B-Rep ») pour former un solide. Ce dernier sert de base pour la modélisation des guides. Deux guides ont été développés. Le premier, généré lors d'une étude préliminaire, utilise un recalage surfacique complet entre le guide et la vertèbre tandis que le second utilise un recalage points-surface. De façon facultative, la vertèbre reconstruite peut-être convertie en format STL et fabriquée par prototypage rapide. Les sections suivantes détaillent ces différentes opérations.

## **2.2 Construction du modèle géométrique de la vertèbre**

### **2.2.1 Acquisition par CT-scan de la géométrie de la vertèbre**

Pour le développement des guides, une vertèbre cadavérique lombaire (L3) provenant d'un spécimen non pathologique représentant un patient générique a été utilisée. Lors du CT-scan, des tranches de 1 mm prises tous les millimètres ont été acquises. Le résultat du scan est fourni sous forme d'images en niveaux de gris et enregistré sous le format de fichier DICOM (Digital Imaging and Communication in Medecine). Ce format de fichier contient la description et des informations sur la position de chaque tranche du CT-scan dans l'espace, la taille des pixels et une référence permettant de placer les tranches les unes par rapport aux autres. Ces repères servent à placer chaque pixel en 3D dans l'espace.

### **2.2.2 Reconstruction 3D des vertèbres**

À partir des fichiers DICOM issus du CT-scan, un modèle géométrique tridimensionnel de la vertèbre est généré sur le logiciel SliceOmatic (version 4.1 rev. 6-c, TomoVision, Montréal, Canada). Pour cela, chaque tranche est segmentée par seuillage : un seuil de

variation de l'intensité lumineuse des pixels permet de délimiter des contours dans l'image. Les aires délimitées par les contours fermés appartenant à la vertèbre à reconstruire sont sélectionnées et représentent, pour chaque tranche CT, une coupe de la vertèbre. Tous les contours ainsi identifiés sont superposés aux images DICOM et enregistrés dans un fichier « .tag » (figure 2.2).



**Figure 2.2 - Détection des contours : de gauche à droite, image DICOM d'une tranche, aires délimitées (informations du fichier .tag pour deux vertèbres) et superposition des aires, en transparence, à l'image (tirées du logiciel SliceOmatic)**

Par la suite, ces derniers sont empilés et assemblés à l'aide de l'algorithme du cube connecteur [de Guise, Martel, 1989]. Cet algorithme se base sur les pixels de l'image pour former une matrice de cubes entre deux tranches successives. Pour chaque cube, il détermine la position des nœuds par rapport aux contours précédemment identifiés. En fonction de lois de classement et suite à un algorithme d'optimisation, des éléments géométriques sont générés à la frontière permettant d'obtenir l'enveloppe externe de la pièce scannée. Le résultat final, un modèle surfacique facettisé de la vertèbre, a ainsi été créé et enregistré dans un fichier de format normalisé « Movie.BYU », appelé movie par la suite et présenté à l'annexe C. La précision du processus de reconstruction d'une vertèbre a été étudiée par Aubin et coll. [1997] et est de  $1.1 \pm 0.8$  mm.

### 2.2.3 Décimation de la vertèbre

L'utilitaire « MovieModif » (disponible au LIS3D) a été utilisé pour vérifier que toutes les facettes générées ne comportent que 3 points de définition. Les facettes à 4 points sont transformées en 2 facettes à 3 points. Cette modification est nécessaire car :

- Le programme utilisé par la suite pour réduire le nombre de facettes dans le fichier ne fonctionne qu'avec des facettes triangulaires ;
- Le développement des programmes de transfert de données nécessaires au développement du guide en est simplifié car ils ne doivent traiter qu'un seul type topologique par facette : 3 arêtes entre 3 points.

La vertèbre L3 initialement reconstruite était composée de 7 448 points, 14 896 facettes triangulaires et 44 688 arêtes. Pour réduire le temps de reconstruction 3D dans CATIA et tenir compte des performances de calcul et d'affichage des ordinateurs disponibles, ces nombres ont été réduits à 1 276 points, 2 550 facettes triangulaires et 7 650 arêtes en utilisant une approche de décimation triangulaire disponible au LIS3D avec l'utilitaire « decime ». Cet outil utilise l'angle entre deux surfaces triangulaires (donc planes) comme seuil de décision pour la réduction de deux faces en une seule. Des facettes sont projetées sur un même plan et de nouvelles facettes triangulaires non superposées sont générées. Le seuil de décimation a été fixé à 30° et une seule itération a été faite (pas de décimation récursive). Ce programme ne fonctionne que sur le système d'exploitation IRIX Release 5.3 IP12 sur SGI.

Pour la décimation des vertèbres utilisées pour l'expérimentation, un second outil de décimation a été utilisé. En effet, le premier programme demandait des calculs de plusieurs minutes alors que le second décime les triangles en moins d'une minute. Cet outil, disponible au LIS3D, est VTK (« The Visualization ToolKit ») [Schroeder, 1998]. Pour décimer, chaque sommet d'un triangle est analysé pour connaître sa planéité locale : les triangles utilisant ce sommet sont recensés et comparés à un plan moyen. Si la région

autour du sommet est localement plane, c'est à dire que le sommet analysé se trouve à une certaine distance du plan moyen (une erreur choisie par l'utilisateur), qu'il n'y a pas d'arête issue du sommet ayant un angle dièdre plus grand que l'angle spécifié par l'utilisateur et que la topologie de la pièce n'est pas altérée (pas de formation de facettes non-manifold), alors le sommet est détruit. Le trou résultant est rempli par une nouvelle triangulation. Cette procédure d'analyse est répétée pour tous les sommets de la vertèbre, ce qui constitue une itération. Les itérations continuent jusqu'à ce que l'objectif de réduction soit atteint, que le nombre maximal d'itérations soit atteint ou que le processus ne génère plus de décimation de triangles dans une itération (adapté de la documentation de la fonction « vtkDecimate »).

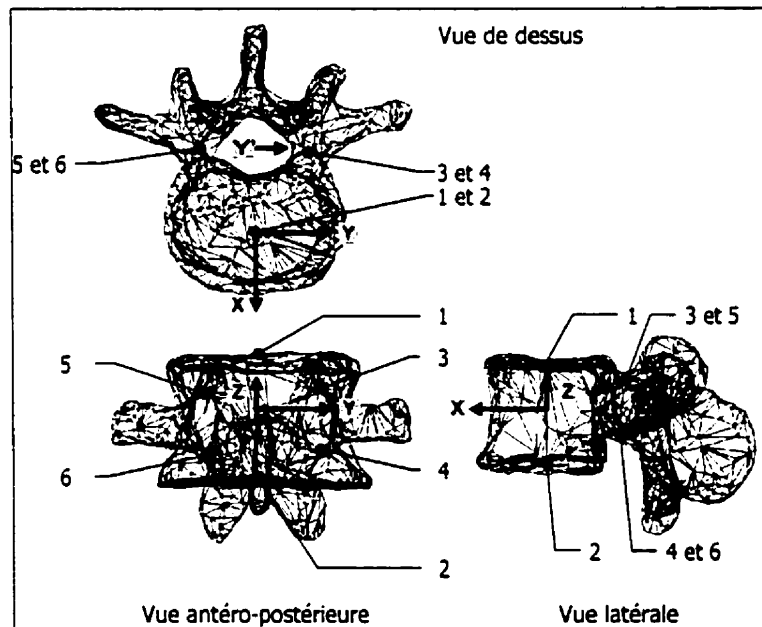
#### **2.2.4 Déplacement de la vertèbre dans son repère local**

La vertèbre reconstruite est initialement positionnée dans le repère du CT-scan. Lors d'une reconstruction de vertèbres issues d'un même CT-scan, la position relative des vertèbres est similaire à leur position réelle mais leur position absolue dans l'espace est liée aux repères de reconstruction. L'axe z correspond à la position des tranches et pour chaque tranche, les origines des axes x et y sont prises au coin supérieur gauche de chaque image. Après reconstruction, la vertèbre utilisée a dû être placée dans son propre système d'axes, un repère local, et non laissée dans un repère global de reconstruction 3D. Pour cela, six repères anatomiques vertébraux (figure 2.3) permettent d'orienter la vertèbre [Stokes, 1994] :

- Les centres des plateaux supérieur et inférieur du corps vertébral (1 et 2) ;
- Les extrémités supérieures et inférieures des pédicules gauche et droit (3, 4, 5 et 6) ;

Le déplacement de la vertèbre dans son repère local est calculé de la manière suivante :

- Les deux points (1 et 2) centraux des plateaux vertébraux servent à définir l'axe z ;
- Un point central est calculé avec chaque paire de points supérieur et inférieur des pédicules : on a donc un point central pour le pédicule droit (entre 5 et 6) et un autre pour le pédicule gauche (entre 3 et 4) ;
- L'axe formé par ces deux points centraux forme un axe y' (de la droite vers la gauche) ;
- Le produit vectoriel entre y' et z permet de trouver l'axe x ;
- Le produit vectoriel entre z et x permet de trouver l'axe y ;
- Le centre du repère se trouve à l'intersection entre les axes x et z.



**Figure 2.3 - Repères anatomiques vertébraux**

La transformation dans le repère local de la vertèbre est effectuée avec l'utilitaire « RepereLocal ». Tous les utilitaires utilisés pour le déplacement dans le repère local sont

disponibles au LIS3D. Les étapes nécessaires sont les suivantes : en premier, le programme NewDraw a été utilisé pour identifier les 6 repères anatomiques vertébraux. Une fois enregistrés dans un fichier, ces points ont été renommés avec les noms suivants (en gardant la même séquence et la même casse) : Plat\_Inf\_Cent, Ped\_Inf\_G, Ped\_Inf\_D, Plat\_Sup\_Cent, Ped\_Sup\_G, Ped\_Sup\_D.

Les points et leur description sont enregistrés dans un fichier « L3.dat ». Ce fichier sert à générer un fichier de commandes ortho, L3.ort, avec la commande suivante : « dat\_to\_ortho L3.dat ». Le fichier ortho (ORTHOBION) est un format développé au LIS3D permettant d'enregistrer des données 2D, 3D et applicatives (krigeage, ...) liées à la description de colonnes vertébrales. Il faut ensuite éditer le fichier ortho pour y ajouter le nom de l'objet, soit le nom de la vertèbre traitée. Ce fichier sert à déplacer la vertèbre dans son repère local. La commande utilisée est : « RepereLocal L3.ort -m L3.mov -o L3\_local.mov ». L'option -m indique le fichier movie de départ contenant la vertèbre à déplacer et l'option -o le nom du fichier de sortie. Le fichier résultat est le fichier movie de la vertèbre définie dans son repère local.

### **2.2.5 Transfert du format movie en STL et STEP**

Une fois décimées et placées dans leur repère local, les facettes de la vertèbre, sous format movie, sont transférées en format de fichier STL et STEP. Le premier format permet de transférer la facettisation de la vertèbre vers une machine de prototypage rapide pour y être construite. Le second est un format d'échange de données standard retenu pour transférer la géométrie vers un logiciel de modélisation 3D, CATIA. Les formats de fichier STEP, STL et movie sont résumés à l'annexe C. Pour les conversions, deux programmes de transfert ont été développés.

#### **2.2.5.1 Programme de transfert STL**

Pour transférer le format movie en format STL, il suffit de transférer l'information concernant les coordonnées des points et les connectivités des facettes d'un format à



l'autre. Cependant, même si les deux formats contiennent les mêmes informations, deux différences existent :

- Le format STL et movie n'ont pas la même structure d'enregistrement des informations (grammaire différente) concernant les coordonnées des points et les connectivités des facettes de l'objet. Les connectivités sont explicitement décrites dans le fichier movie alors qu'elles sont implicites dans le fichier STL. Les points sont reliés selon leur ordre de définition dans le fichier STL. Cette différence vient de l'approche descriptive de chaque format : celle du format movie est de plus haut niveau, orientée vers la topologie des facettes tandis que celle du fichier STL est de plus bas niveau, orientée vers la description de la géométrie des facettes ;
- Le format STL doit connaître la normale à la face pour différencier la partie interne de l'objet tandis que dans le format movie, cette normale dépend de la séquence de définition des points.

La figure 2.4 résume à l'aide d'un exemple l'algorithme utilisé pour le transfert du fichier de format movie vers le fichier de format STL. Le programme a été écrit avec le langage de programmation C et compilé sous UNIX (AIX version 4.1.3).

Le calcul du vecteur normal pointant vers l'extérieur de la vertèbre se fait par le produit vectoriel de deux vecteurs formés par les 3 points d'une facette. Les points doivent être parcourus dans le sens anti-horaire pour chaque facette STL. Ce vecteur est calculé par le produit vectoriel  $\overrightarrow{P_1P_3} \times \overrightarrow{P_1P_2}$  où  $P_1$ ,  $P_2$  et  $P_3$  sont les 3 points de la facette traitée. Le programme de conversion STL ne fonctionne que pour des facettes triangulaires. De même, pour le format de fichier movie, il ne doit y avoir qu'un seul point par ligne et une seule facette définie par ligne. Ces restrictions ont pour but de limiter le nombre de cas de présentation des données à traiter. L'utilisation de ce programme demande donc une validation manuelle du format movie.

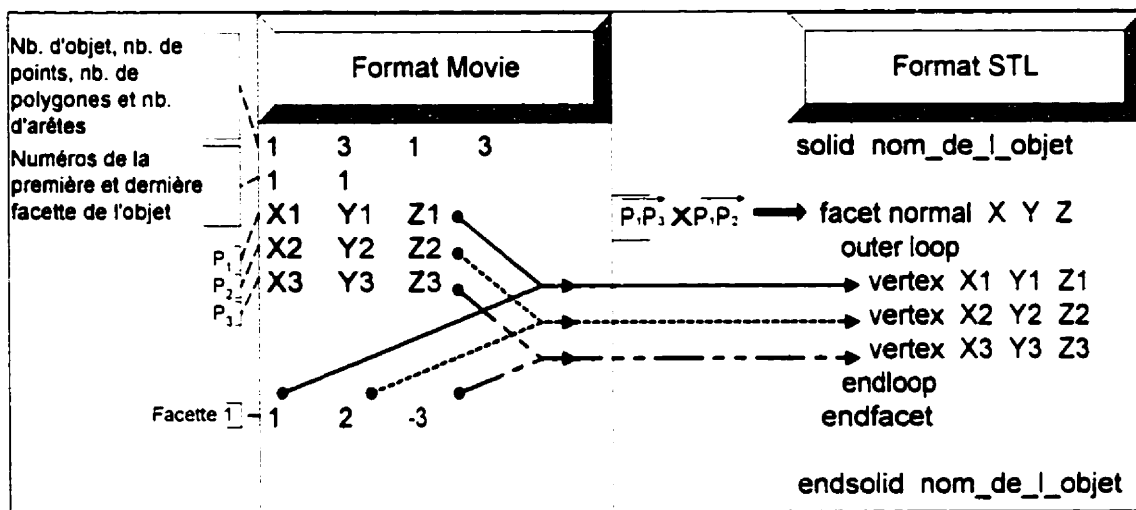


Figure 2.4 - Algorithme de transfert du format movie au format STL

### 2.2.5.2 Programme de transfert STEP

Pour pouvoir importer la géométrie de la vertèbre dans le logiciel CATIA, il est nécessaire de transférer le fichier des données movie vers un format de fichier reconnu par le logiciel. Le format choisi est le format STEP. Chaque facette triangulaire est traduite en STEP selon l'approche illustrée à la figure 2.5 (le programme a été développé en C et compilé sous UNIX). Cette figure explique le traitement effectué sur les informations contenues dans le fichier movie et traduites sous format STEP.

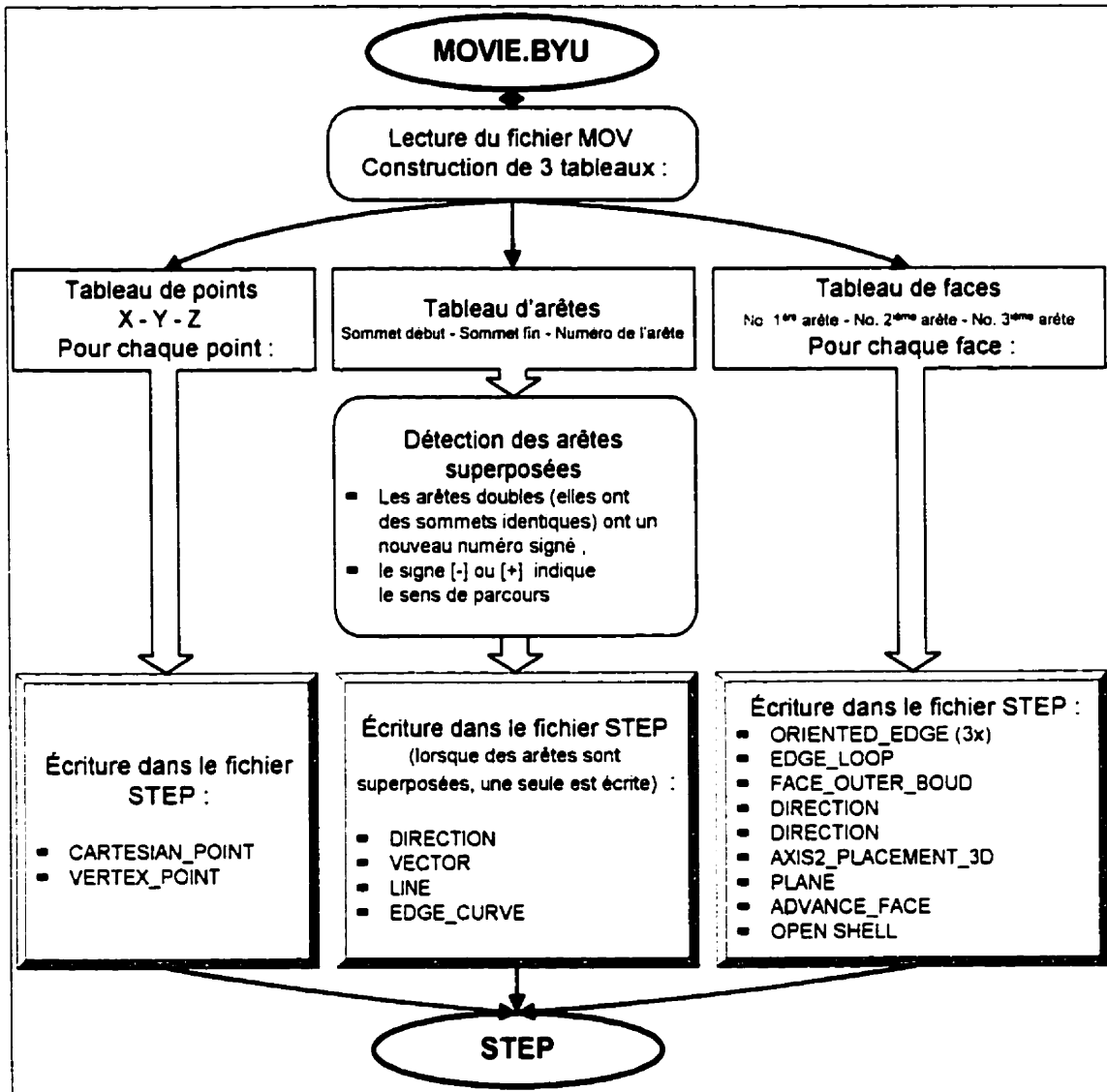
Pour le transfert, un premier tableau de points permet de créer les entités (numérotées) STEP de type point (« cartesian\_point ») et sommet (« vertex\_point ») nécessaires. La structure du fichier movie fait qu'il n'existe aucun point en double. Le même principe est appliqué aux arêtes sauf que celles-ci ont toujours un double car toutes les facettes de la vertèbre, géométrie fermée, ont trois facettes voisines. Cependant, un algorithme de détection des arêtes doubles permet de n'inscrire aucune arête deux fois. L'entité « oriented\_edge » permet de faire référence deux fois à une même arête (type « edge\_curve ») mais en la parcourant dans deux sens différents. La détection des

doublons a été nécessaire pour diminuer la taille du fichier STEP, à l'origine beaucoup trop volumineux pour être récupéré sous CATIA. Enfin un tableau des facettes contenant les trois arêtes connectées en boucle est créé pour numéroté et créer les entités STEP nécessaires à la définition d'une face. La figure 2.6 détaille les 29 éléments utilisés et les références nécessaires permettant de générer une face avec le format STEP. Les arêtes des faces ont été converties en lignes. Tel que développé, le programme de transfert ne peut traiter que des facettes triangulaires et les mêmes restrictions de présentation des données movie présentées pour le programme STL s'appliquent ici : un point et une facette par ligne.

Une fois le programme de transfert STEP exécuté, les données géométriques ont été transférées vers le logiciel de CAO CATIA version 4.2.0 en utilisant l'interface STEP-CATIA disponible dans le logiciel (utilitaire CATSTP). Chaque facette est récupérée sous la forme d'une face composée d'un plan délimité par un contour filaire.

### **2.2.6 Modélisation solide de la vertèbre**

Dans CATIA, un modèle numérique tridimensionnel regroupant les informations de toutes les facettes de la vertèbre a été construit par modélisation par surfaces frontières (B-Rep). Les 2 550 facettes ont été sélectionnées une à une pour définir un volume qui est ensuite transformé en un solide, présenté à la figure 2.7. En sélectionnant les faces une à une, les arêtes communes entre les faces avoisinantes sont détectées et les arêtes doublées sont identifiées et enregistrées dans le modèle au fur et à mesure (fusion des arêtes doubles au niveau de la base de données du logiciel). La sélection de chaque facette doit se faire manuellement car il n'existe pas (sur la version de CATIA 4.2.0 utilisée) d'outil de sélection de toutes les facettes de l'espace de travail du modèle actif permettant de reconnaître en une opération les contours communs à deux faces lors de la création d'un volume, même s'ils ont été définis sans doublon dans le fichier STEP.



**Figure 2.5 - Algorithme de conversion du format movie vers le format STEP**

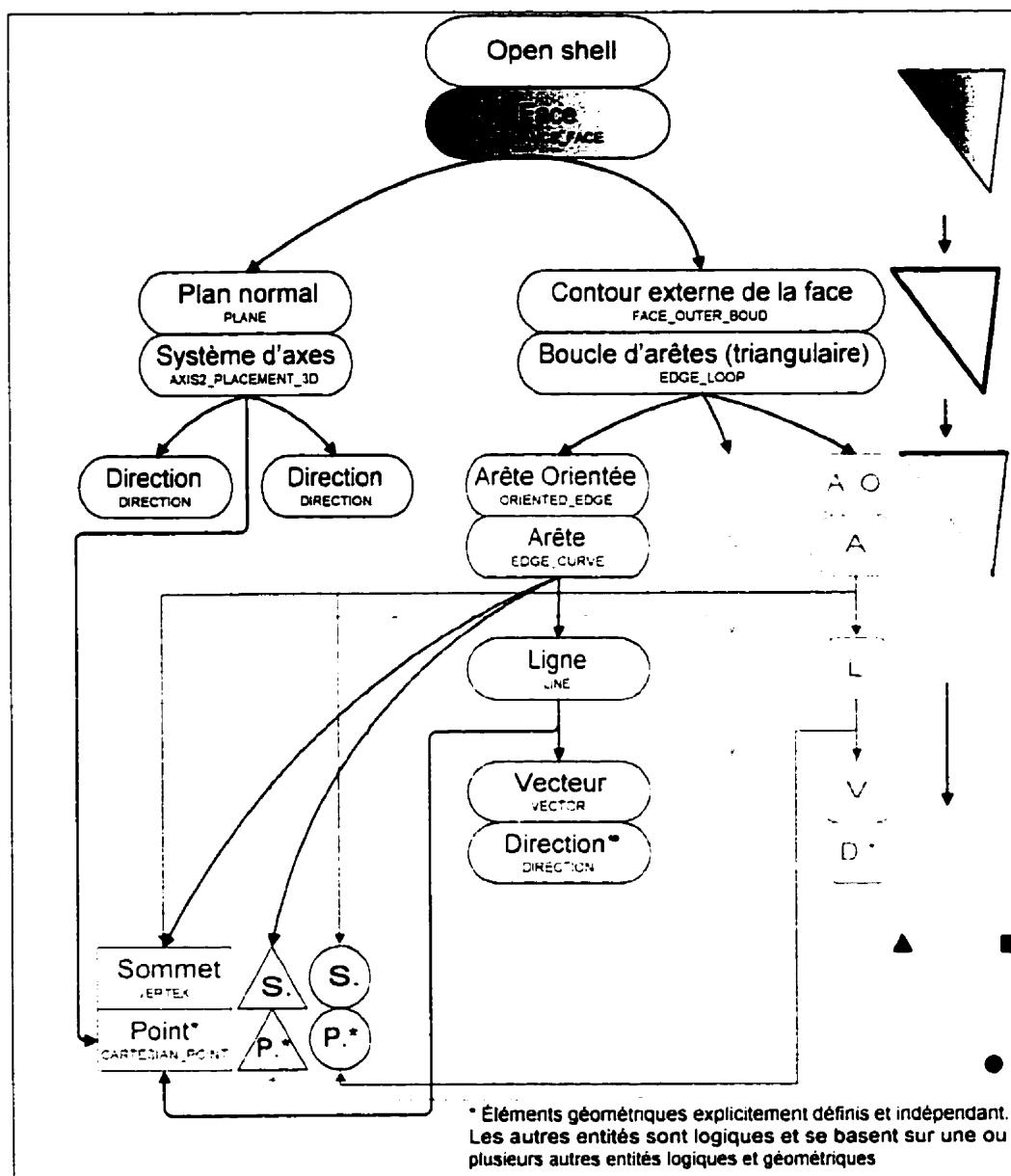


Figure 2.6 - Structure de création d'une face avec le format de fichier STEP

### 2.3 Design préliminaire d'un guide par recalage surface-surface

Le principe de recalage du premier design de guide est d'utiliser un contact surfacique complet entre le guide et la vertèbre. La surface de contact du guide sur la vertèbre est générée avec une partie de la surface postérieure de la vertèbre, entre la surface

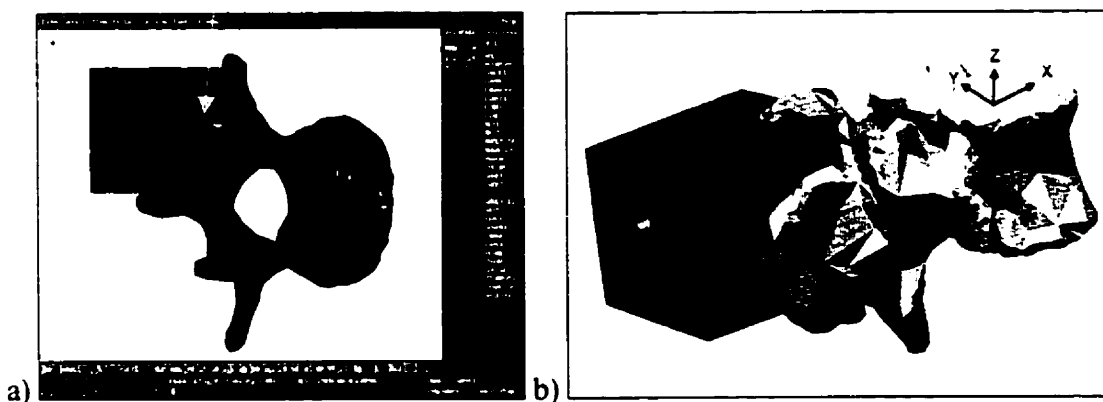
postérieure de la lame vertébrale et le bord de l'apophyse épineuse. Les fonctions remplies par ce guide sont :

- Recaler le guide sur la vertèbre afin de positionner le référentiel du guide par rapport à celui de la vertèbre ;
- Orienter l'outil de perçage dans la direction du pédicule.

### 2.3.1 Modélisation géométrique du premier guide

Le modèle 3D du guide, créé du côté gauche, a été construit sur CATIA par construction solide CSG en utilisant des opérations booléennes. En premier, le modèle solide de la vertèbre a été soustrait d'un parallélépipède mesurant 30 x 35 x 28 mm. Verticalement, le parallélépipède est placé de façon à recouvrir toute la surface du pédicule, vue sur un plan frontal. La surface supérieure est au-dessus de la partie supérieure de l'apophyse épineuse (figure 2.7 (a)). Pour assurer l'assemblage entre le guide et la vertèbre selon l'axe des x (dans le repère local de la vertèbre), les sections surfaciques concaves de la vertèbre par rapport aux surfaces de contact du guide ont été évidées sur le guide (figure 2.7 (a)).

Partie concave de la vertèbre par rapport au  
guide évidé pour faciliter l'assemblage

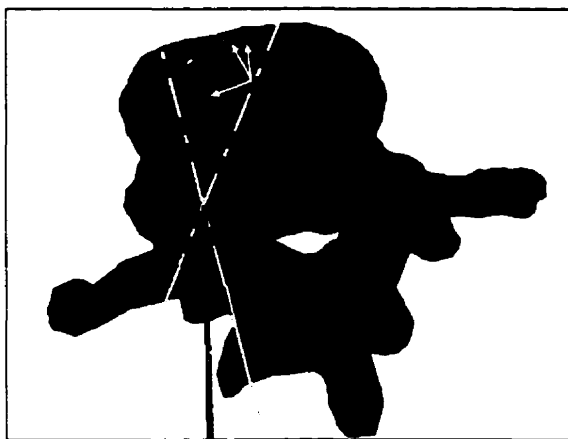


**Figure 2.7 - Design du premier guide de perçage (sous CATIA 4.2.0) a) vue apicale ;  
b) vue isométrique**

Ces surfaces se trouvent au niveau des apophyses articulaires supérieures. Le trou de guidage a été modélisé par un cylindre de 5 mm de diamètre soustrait du parallélépipède. L'axe du cylindre suit la direction de perçage. Cette dernière est expliquée au paragraphe suivant. Le diamètre choisi correspond au diamètre de perçage utilisé en chirurgie et est inférieur au diamètre des pédicules d'études publiées dans la littérature [Berry et coll., 1987].

### 2.3.2 Détermination de l'orientation de perçage

Avec le logiciel CATIA, le modèle géométrique de la vertèbre est utilisé pour déterminer l'orientation de perçage optimale. Les directions et les angles limites de perçage des trous pédiculaires sont calculés par projections dans le repère de la vertèbre. Étant donné la forme des pédicules, plus haute que large, les angles critiques de perçage sont plus déterminants dans le plan transversal (XY) de la vertèbre que dans le plan sagittal (XZ). Les angles limites du trajet de perçage permettent de rester à l'intérieur du pédicule et du corps vertébral et sont analysés pour le plan XY (figure 2.8). Il faut donc définir la direction de ces droites sur ce même plan. Ces dernières doivent passer par le centre du pédicule.



**Figure 2.8 - Droite de perçage et angles limites de perçage dans le plan XY**

La droite de perçage se trouve à l'intersection de deux plans. Le premier, A, est perpendiculaire à un plan transverse de la vertèbre (XY), et passe par l'axe du pédicule projeté dans le plan transverse. Le second, B, est perpendiculaire au plan sagittal (XZ) et contient la projection de l'axe du pédicule dans le plan sagittal. La définition de la direction optimale de perçage demande donc une définition de deux droites de projection de l'axe du pédicule sur les plans transverse et sagittal. Il s'agit ensuite d'effectuer la reconstruction des plans A et B. L'intersection entre A et B donne la direction optimale de perçage.

### **2.3.3 Construction du guide et de la vertèbre**

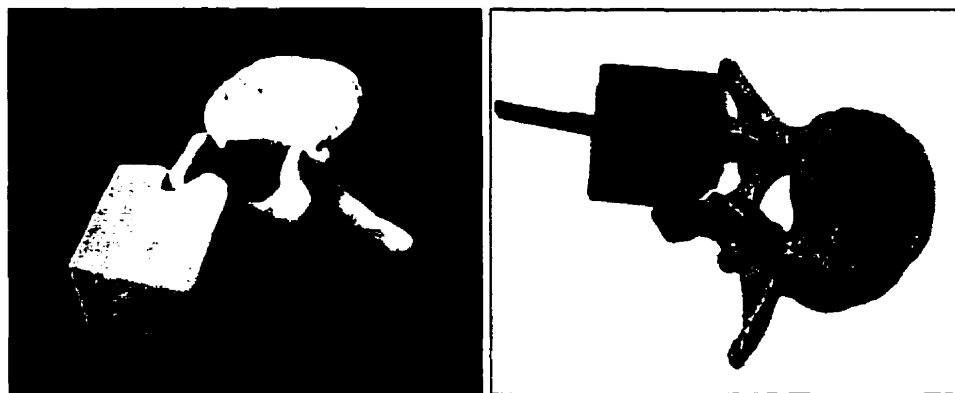
Des prototypes physiques de la vertèbre L3 et du premier design du guide ont été fabriqués par prototypage rapide sur une imprimante 3D (Z-402 de Z-Corporation, Somerville, Massachusetts, USA). Les surfaces extérieures du modèle du guide ont été triangularisées par CATIA et transférées vers l'imprimante en utilisant le format normalisé de stéréolithographie STL. Le fichier de la vertèbre a été généré avec le programme de transfert STL présenté au paragraphe 2.2.5.1. La validité des fichiers STL générés a été vérifiée sur le logiciel RP Magic (Materialise USA, Ann Arbor, Michigan, USA), disponible au Centre Prototech, avant import sur la machine de prototypage rapide. Aucune erreur n'a été détectée dans la triangularisation. L'épaisseur des couches de construction est de 180  $\mu\text{m}$  (0.007"). Le matériau utilisé est de la poudre de cellulose imprégnée d'une solution aqueuse et infiltrée de polyuréthane. Les photos de la figure 2.9 montrent les pièces obtenues en configuration de recalage avec un foret inséré dans le guide pour simuler l'axe de perçage.

### **2.3.4 Protocole de développement et de fabrication**

Le processus de développement et de fabrication du guide demande un CT-scan, une reconstruction 3D et une conversion en STEP du fichier de la ou des vertèbres à instrumenter. Ces dernières sont transformées en solide. Le guide est alors modélisé avec



la direction de perçage planifiée puis triangularisé et exporté en STL vers une machine de prototypage rapide pour sa construction. Pendant la chirurgie, le recalage se fait en ajustant la surface d'appui du guide sur la vertèbre. Une fois le guide mis en place, la direction de perçage est simultanément alignée avec l'axe du pédicule. Le trou pour la vis pédiculaire peut alors être percé puis vérifié.



**Figure 2.9 - Photos du premier guide de perçage**

### **2.3.5 Discussion et critiques des limites du premier design**

Une analyse de ce premier design permet d'en identifier certaines limites. D'abord, le protocole de développement et de fabrication de ce guide rend son intégration difficile. Il est en effet nécessaire d'obtenir une reconstruction tridimensionnelle des vertèbres à partir de CT-scan. Cette étape peut prendre environ quatre heures par vertèbres à traiter en fonction de l'expérience de la personne qui reconstruit les vertèbres. Dans ce protocole, il est aussi nécessaire de reconstruire le solide de chaque vertèbre dans CATIA. Cette étape demande d'avoir recours à une personne travaillant sur le logiciel, ce qui est difficile en milieu hospitalier. Il faudrait donc sous-traiter la modélisation du guide, ce qui augmente le temps de traitement de même que le coût de conception de chaque guide. Aussi, l'étape de reconstruction est longue car avec le fichier STEP généré, la vertèbre récupérée n'est composée que de faces triangulaires indépendantes les unes des autres. Il faut sélectionner toutes les faces une à une (il peut avoir jusqu'à 20 000

faces pour une vertèbre, en fonction de la précision voulue) pour créer un solide. La durée de cette étape limite les avantages de l'utilisation du prototypage rapide (rapidité et faible coût de production d'un guide) pour la fabrication de la pièce. Une solution serait de créer ou d'acquérir un programme IUA (Interactive User Acces, langage permettant de créer des programmes internes à CATIA) capable de générer un volume ou un solide de manière automatique et explorer les possibilités des fonctions CATGEO (« CATIA Geometry<sup>7</sup> ») « GSCTE2 » et « GSCTEE » (fusion de deux éléments) pour automatiser le processus de transfert. Il serait ainsi possible de directement récupérer une peau, un volume ou un solide dans CATIA. Cependant une limite existe car il n'est pas possible de construire des tableaux ayant plus de 32 767 éléments avec le langage IUA. Pour contourner cette limite, il faut séparer les données en plusieurs tableaux ce qui en complique la gestion.

Pendant l'utilisation du guide, le contact entre le guide et la surface postérieure de la vertèbre se fait difficilement dû aux formes complexes des surfaces. En effet, la surface d'une vertèbre est gauche et il est difficile d'obtenir un contact complet avec celle-ci. De même, les erreurs de construction existant au niveau de la définition de la surface de contact sur le guide rendent difficile le recalage avec la vertèbre. Enfin, sur une vertèbre exposée lors d'une chirurgie, la surface de contact peut être rongée par le chirurgien et il reste des débris de tissus limitant un contact surfacique complet. La surface vertébrale postérieure reconstruite et ayant servi à la modélisation du guide peut donc différer de celle qui sera utilisée en chirurgie.

Pour être utilisé, le guide est posé sur la vertèbre. Aucun mécanisme de fermeture n'assure sa stabilité ou ne le fixe pendant le perçage de la vertèbre. Le chirurgien est obligé de tenir le guide d'une main pour le stabiliser pendant qu'il perce avec l'autre. Cette configuration ne garantit pas pour autant un recalage stable et précis et est difficile

---

<sup>7</sup> Fonctions de CATIA permettant de travailler directement avec la géométrie du logiciel

à mettre en place. Il y a en effet peu de place au niveau de la vertèbre dans le champ opératoire pour y placer la main du chirurgien, le guide et la mèche de perçage sur le côté de la vertèbre à instrumenter tout en gardant un champ de vision sur la direction prise par l'outil de perçage. De plus, les surfaces de la vertèbre peuvent être glissantes et les jeux d'assemblage peuvent autoriser plus d'une position de recalage. Une amélioration de ce design serait de prévoir une poignée au dos du guide, qui permettrait une meilleure prise en main et dégagerait le champ de vision du chirurgien dans le champ opératoire. Cette poignée pourrait aussi servir de guide pour le foret de perçage permettant ainsi d'obtenir un meilleur guidage.

L'analyse du guide en lui-même présente certaines limites. Le matériau utilisé pour la fabrication du guide est poreux à 55 % avant infiltration (données de Z-Corporation). Aucune donnée n'est connue pour sa porosité après infiltration mais cette dernière n'est pas complète jusqu'au centre de la pièce. Cela pose donc des problèmes pour la stérilisation du guide fabriqué avec ce matériau. Le temps de stérilisation nécessaire n'a pas été déterminé et il n'existe pas d'étude indiquant s'il est possible de stériliser complètement le guide pour l'amener dans le champ opératoire et l'utiliser sur un patient. Avec ce procédé de fabrication, il n'y a pas de matériau stérilisable connu. Avec d'autres procédés de prototypage rapide, comme la stéréolithographie, il existe des matériaux de grade médical stérilisables. Seulement, le polymère utilisé n'est pas assez résistant pour supporter le frottement avec la mèche de perçage sans s'effriter. Il ne serait donc pas envisageable de l'utiliser pour percer des trous pédiculaires sur un patient opéré car des débris de matériaux pourraient rester dans le corps du patient, ce qui contrevient aux règles chirurgicales concernant les matériaux (tout matériau restant dans le corps du patient après fermeture doit respecter une composition légiférée).

Cette étude préliminaire, utilisant une technique de prototypage rapide différente de ce que l'on retrouve dans la littérature, a permis de valider le principe d'utilisation d'un guide chirurgical mécanique personnalisé à la géométrie du patient permettant de diriger l'outil de perçage du chirurgien et de développer des outils de transfert de données nécessaires à

la modélisation. En théorie, il est possible d'obtenir un recalage parfait entre le guide et la vertèbre. Seulement, de nombreux éléments limitant ont été rencontrés avec cette étude préliminaire. Une seconde solution, avec concepts différents, a donc été développée.

## **2.4 Développement d'un second guide par recalage points-surface**

Suite à l'étude préliminaire, un second design de guide se basant sur des appuis différents, des fonctionnalités supplémentaires et de nouveaux matériaux a été conçu. Il remplit 4 fonctions :

- Recaler le guide sur la vertèbre avec des points plutôt qu'avec un contact par surfaces ;
- Maintenir le guide en place sur la vertèbre ;
- Orienter le support de perçage dans la direction du pédicule ;
- Diriger la mèche de perçage.

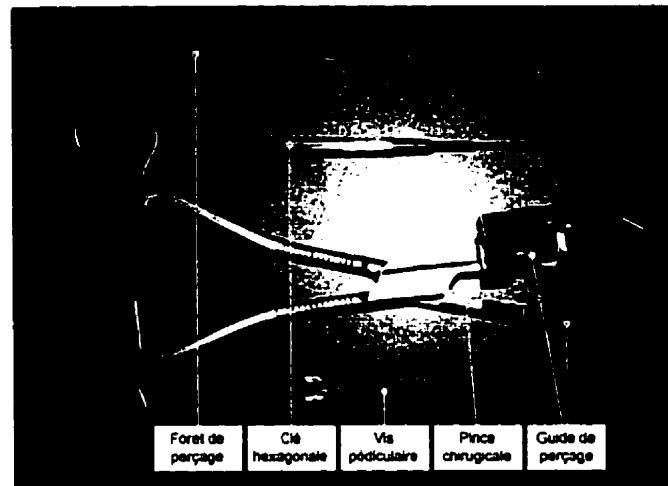
Avant de présenter les concepts retenus pour remplir ces fonctions, une présentation du guide fabriqué est d'abord faite.

### **2.4.1 Guide par recalage points-surface**

#### **2.4.1.1 Description fonctionnelle du guide**

Le second guide (figure 2.10) de perçage est composé de 30 pièces (dont 20 sont différentes). Il est assemblé sur une pince chirurgicale (une pince porte implant latéral standard fabriquée par Sofamor-Danek, n° 84 689E) à l'aide de deux vis. Une fois assemblées, toutes les pièces permettent d'assurer les quatre fonctions principales du guide de perçage : le recalage et le maintien du guide sur la vertèbre, l'orientation du support de perçage et le guidage de la mèche de perçage. Deux séries de deux vis servent

à aligner l'axe du support de perçage à l'axe de perçage voulu. Une clé hexagonale de 1.5 mm (figure 2.10) est nécessaire pour le réglage du guide. Le design actuel permet le guidage d'un foret de 5 mm de diamètre.

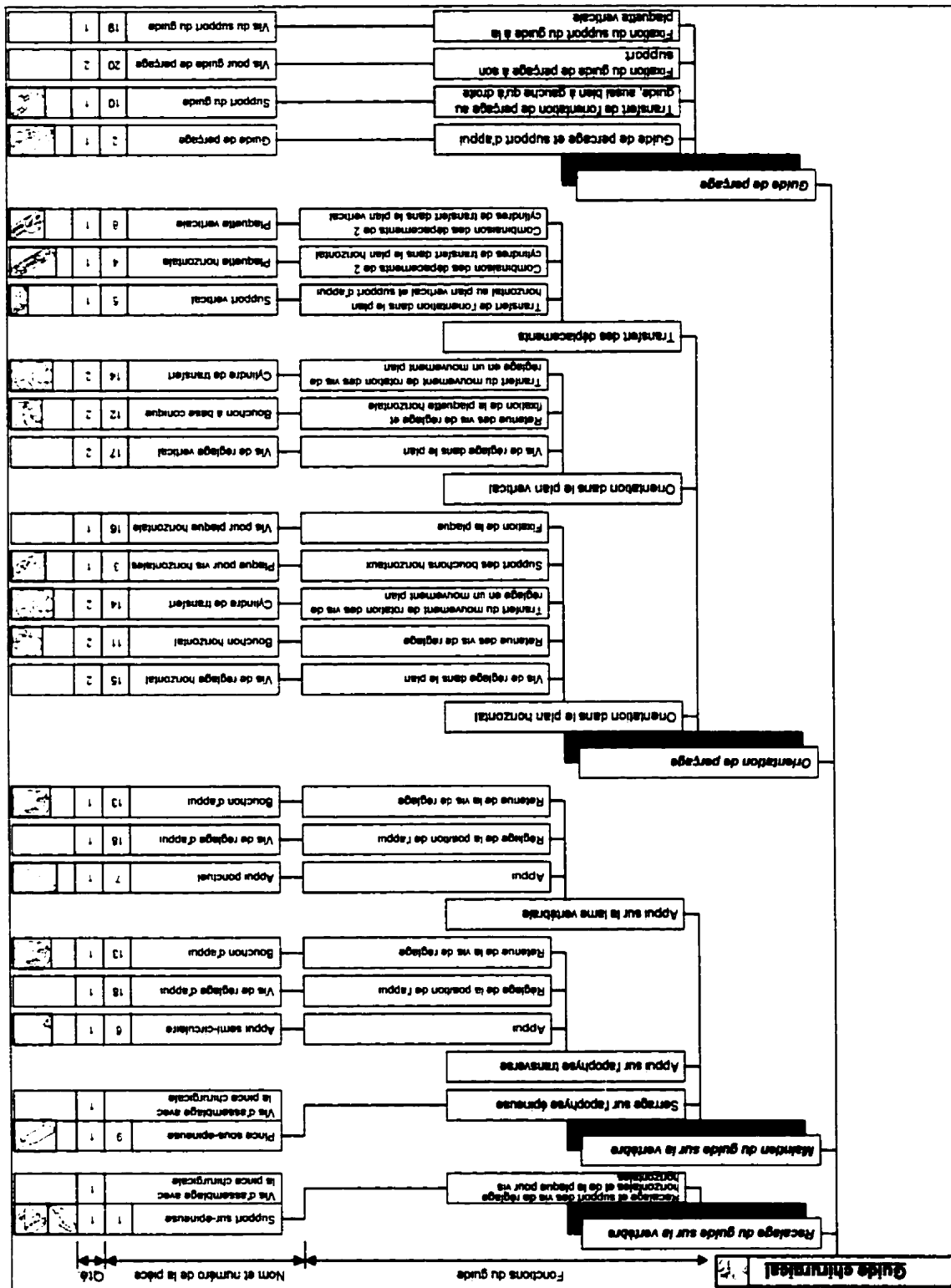


**Figure 2.10 - Photo du second guide, de la pince porte implant latérale (de Sofamor-Danek, n° 84 689E) et des accessoires**

La figure 2.11 présente l'arborescence de la maquette numérique du guide avec toutes les pièces du mécanisme répondant aux quatre fonctions. Les numéros indiqués sont les numéros des pièces du dessin d'assemblage (annexe B).

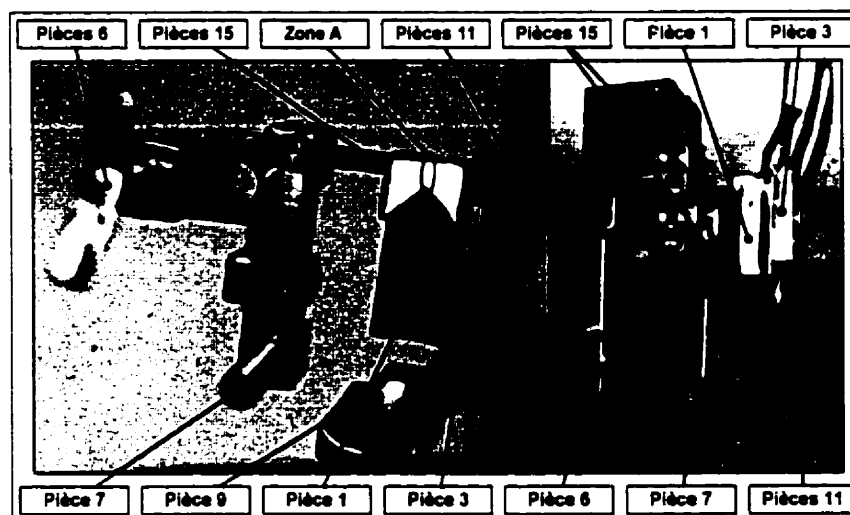
Lorsque le guide est installé sur la vertèbre (figure 2.12), le recalage est assuré par le support sur-épineuse (pièce 1, figure 2.13). Cette pièce est placée sur la partie postérieure-supérieure de l'apophyse épineuse de la vertèbre et permet d'avoir dans le même repère la vertèbre et le guide de perçage. La position unique est garantie par un minimum de trois points de contact (jusqu'à quatre points sont possibles) entre le support et l'apophyse épineuse. Le support dirige deux vis de réglage horizontales (pièces 15) assurant leur parallélisme et leur coplanéité. L'épaisseur de la partie supérieure du support (zone A, figure 2.13) a été calculée pour permettre le passage de ces deux vis tout en permettant son insertion entre les apophyses épineuses de deux vertèbres lombaires.

Figure 2.11 - Arboréscence de la maquette numérique du guide





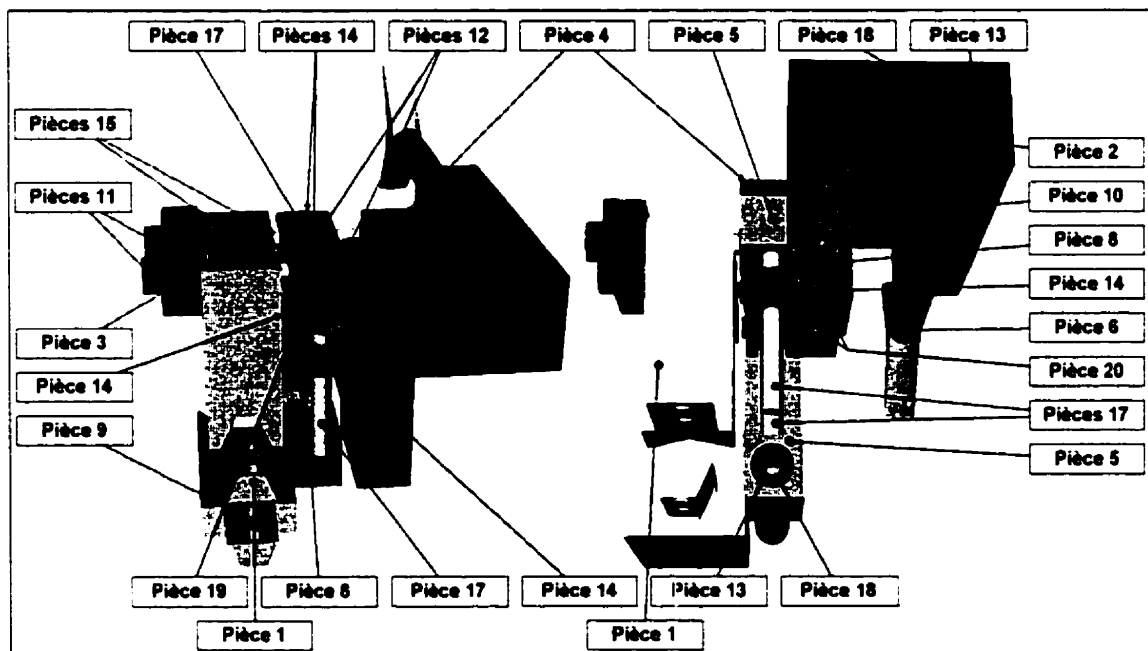
**Figure 2.12 - Guide de perçage fabriqué mis en place sur une vertèbre lombaire**



**Figure 2.13 - Vues de plan et d'élévation du guide**

Le support est placé sur la pince chirurgicale par l'intermédiaire de quatre surfaces de contact, empreintes d'une des mâchoire de la pince. Deux ergots de positionnement présents sur la mâchoire éliminent les mouvements de rotation pouvant exister assurant ainsi un montage stable. Lors de l'adaptation de la pince au guide, l'un des deux ergots a été éliminé et remplacé par un trou dans la mâchoire pour laisser passer une vis permettant de fixer le guide sur la pince. La tête de vis s'appuie sur la mâchoire et les filets sont dans le support sur-épineuse.

La pince a pour fonction de fournir les forces de serrage du guide sur l'apophyse épineuse. Lorsqu'elle est fermée, elle serre la pince sous-épineuse (pièce 9, figure 2.13) sur le bas de l'apophyse épineuse et vient ainsi maintenir le guide sur la vertèbre. Les forces de serrage sont donc appliquées entre le support sur-épineuse et de la pince sous-épineuse. Cette dernière est assemblée à l'autre mâchoire de la pince selon le même principe que le support (quatre surfaces de contact empreintes de la mâchoire, vis, trou et ergot de positionnement).



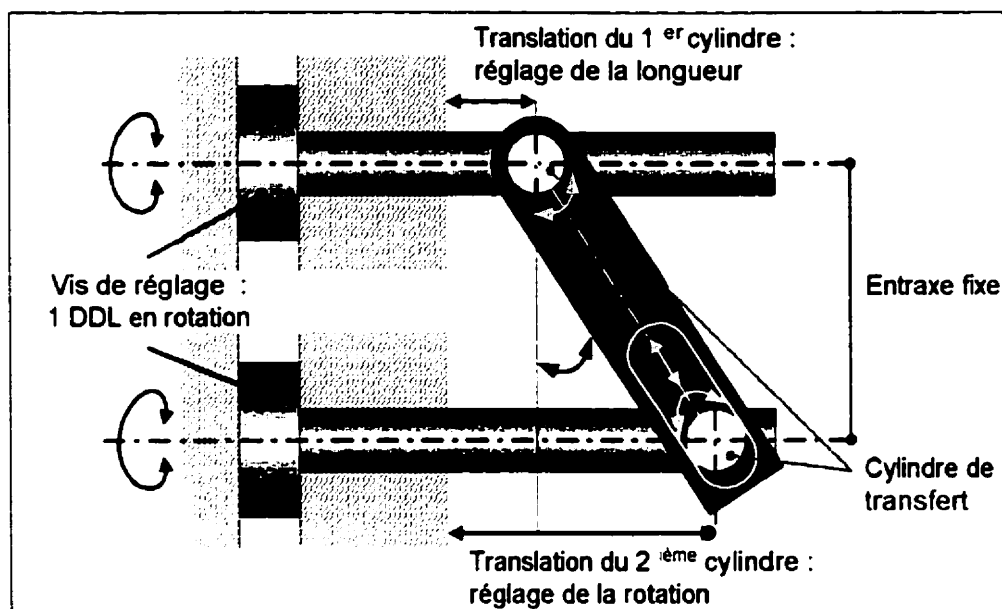
**Figure 2.14 - Vues arrières du guide sur le modèle numérique**

Deux points d'appui supplémentaires sur les apophyses transverses et la lame vertébrale stabilisent le guide sur la vertèbre. Ces points d'appui supplémentaires sont créés, respectivement, par les contacts de l'appui semi-circulaire (pièce 6) et de l'appui ponctuel (pièce 7) sur la vertèbre. La forme semi-circulaire permet de recouvrir l'apophyse transverse de la vertèbre et donne plus de stabilité au système. Le point d'appui est prévu pour être dans la partie médiale de l'apophyse transverse, limite visible par le chirurgien pendant la chirurgie. La vis de réglage d'appui (pièce 18, figure 2.14) permet de régler la



longueur de cet appui pour qu'il soit en contact avec l'apophyse transverse lors du recalage du guide sur la vertèbre. Le second appui se trouve sur la partie inférieure de la lame vertébrale.

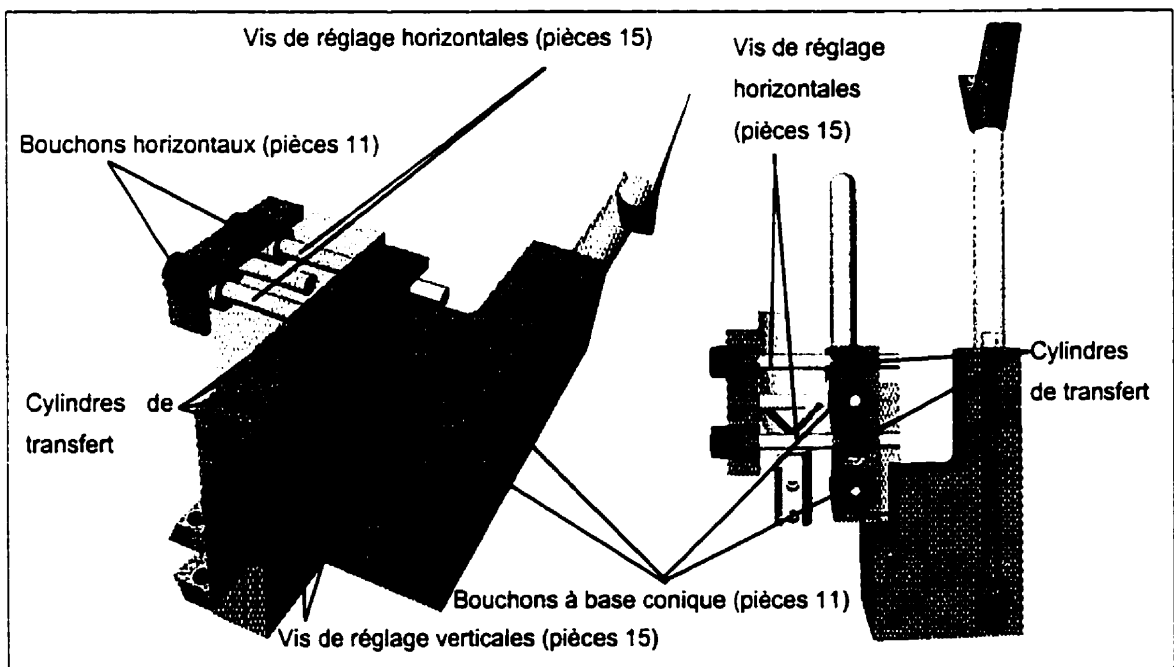
Pour ajuster l'orientation du guide de perçage à la direction calculée, des vis de réglage sont utilisées. Il s'agit de deux séries de deux vis parallèles et coplanaires deux à deux. La première série (pièces 15) est située dans un plan transverse de la vertèbre (après recalage du guide sur la vertèbre). Au bout de ces deux vis de réglage horizontales se trouvent un cylindre de transfert par vis (pièce 14) qui transfère le mouvement en rotation des vis en un mouvement en translation et rotation au reste du mécanisme (figure 2.15). Ces cylindres possèdent deux axes perpendiculaires l'un à l'autre. Le premier est selon l'axe de la vis de réglage tandis que le second permet un mouvement de rotation entre le cylindre et les pièces qui l'entourent : la plaquette horizontale (pièce 4) et le support vertical (pièce 5). Le maintien de la plaquette sur le support vertical est assuré par les bouchons à base conique (pièces 12). Pour le premier cylindre, le mouvement transmis est un mouvement à 1 DDL de translation. Pour le second, une rainure placée dans les pièces 4 et 5 permet une rotation et une translation du cylindre dans la rainure (mouvement à 2 DDL). Cette rainure permet de changer l'entraxe entre les deux cylindres de transfert tout en gardant l'entraxe entre les vis de réglage fixe. En réglant les vis à des longueurs différentes, le second cylindre effectue une translation de longueur différente que le premier, selon l'axe de la vis de réglage. Étant donné qu'il entraîne la plaquette horizontale par la rainure et que celle-ci doit tourner autour de l'axe du premier cylindre, la plaquette, le support vertical et le reste du mécanisme tournent selon un angle fixé. Le réglage de ces deux vis se fait avec les paramètres de réglage issus du programme d'analyse (présenté à la section 2.5). Pour l'ajustement, la longueur de réglage de chaque vis est mesurée avec un vernier depuis la droite en coin horizontale du support sur-épineuse jusqu'à l'axe du cylindre de transfert perpendiculaire à l'axe de la vis de réglage, le long de l'axe de la vis de réglage.



**Figure 2.15 – Réglage d'une longueur et d'un angle avec deux vis de réglage en rotation**

La seconde série de vis parallèles, dans le plan sagittal, sert aux réglages verticaux. Le parallélisme et la coplanéité de ces vis sont assurés par leur passage par les trous cylindriques du support vertical (pièce 5). Les ajustements des vis verticales (pièces 17) se font avec les mêmes principes que les vis horizontales (figure 2.15). Deux cylindres de transfert sont placés sur les vis verticales entre la plaquette verticale (pièce 8) et le support pour guide (pièce 10). Le premier axe de chaque cylindre est selon l'axe des vis de réglage. Le second axe du second cylindre est placé dans une rainure sur les pièces 8 et 10, assemblées par la vis du support du guide (pièce 19). Un des cylindres a un mouvement uniquement en translation (1 DDL) tandis que l'autre a un mouvement en translation et en rotation (2 DDL) dans la rainure pour pouvoir modifier l'entraxe des cylindres de transfert lors du réglage de l'orientation verticale. Les paramètres de réglage sont issus du programme d'analyse et les longueurs d'ajustement sont vérifiées entre l'intersection du plan transverse des axes des vis horizontales avec le second axe des vis verticales, et l'intersection des axes des vis verticales avec l'axe des cylindres de transfert respectifs.

En recalant le guide déjà ajusté sur la vertèbre, l'axe du cylindre supportant le foret de perçage (sur pièce 2) est aligné avec la direction de perçage voulue dans le pédicule. Le guide de perçage se trouve au bout de la chaîne cinématique du guide (qui commence avec la pièce d'appui sur l'apophyse épineuse, suivies des vis de réglage horizontales et des vis de réglage verticales, figure 2.16). Le lien entre les cylindres de transfert situés sur les vis verticales et le guide de perçage se fait par l'intermédiaire du support du guide (pièce 10) qui est assemblé avec deux vis (pièces 20) au guide de perçage (pièce 2). La présence de ce support permet de configurer le guide à gauche et à droite tout en minimisant l'espace occupé par le guide de perçage. De plus, cette pièce rend la modification ou le changement du support de perçage plus simple.



**Figure 2.16 – Schémas du guide de réglage, vue ¾ arrière et vue de dessus en transparence**

Les vis retenues sont des vis standards en acier inoxydable. Les critères de sélection ont été le plus petit diamètre possible, pour réduire l'encombrement, le plus petit pas possible, pour améliorer la précision de réglage, tout en ayant un diamètre assez grand

pour résister aux efforts lors du perçage. Les dimensions retenues sont un diamètre de 2 mm et un pas de 0.4 mm. Toutes les pièces du guide sont en acier inoxydable.

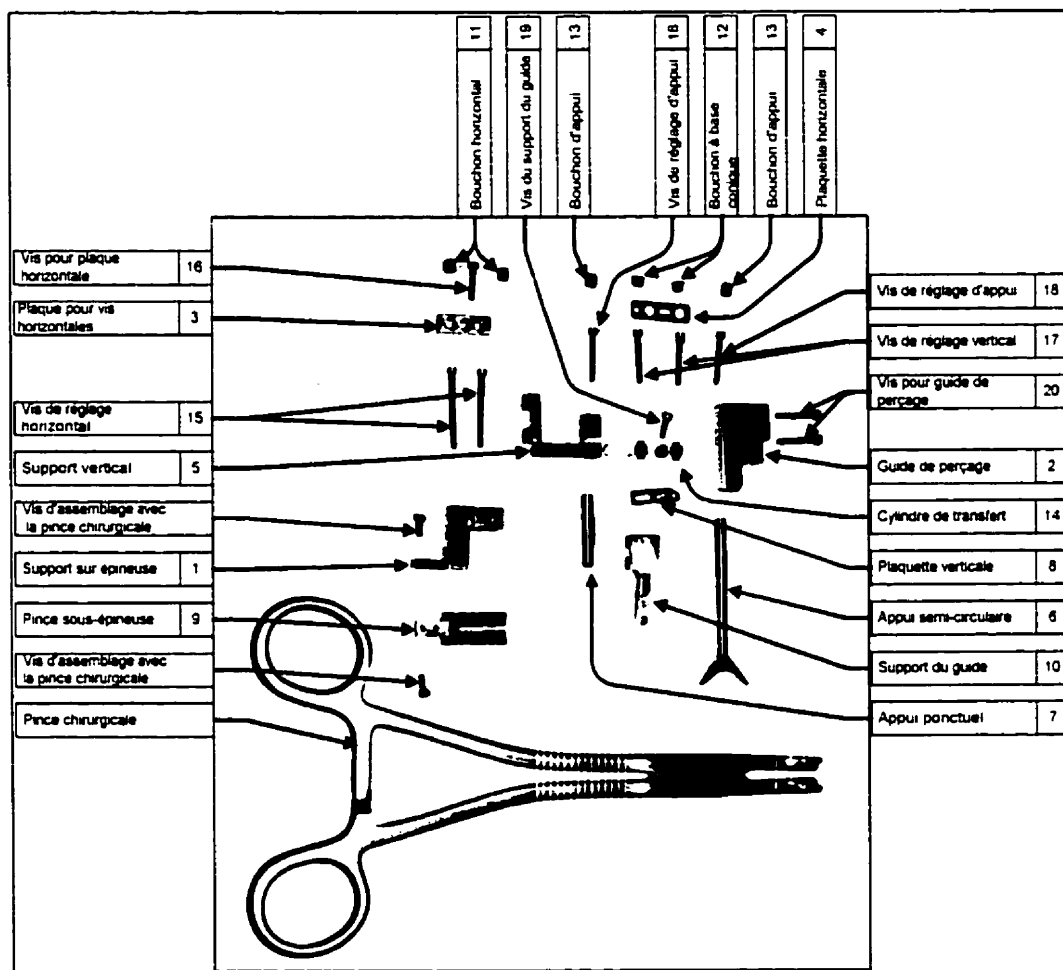
Pour les six vis d'ajustement, qui sont à 6 pans creux, le principe de réglage est le même. Chaque vis de réglage (pièces 15, 17 et 18) est libre de tourner autour de son axe. Sa tête s'appuie sur une des pièces du guide de perçage (pièces 1, 5 et 2 respectivement). Le mouvement de translation selon l'axe de cette vis est bloqué par un bouchon d'appui (pièces 11, 12 et 13) placée sur l'autre extrémité de la tête de vis de réglage. Ce bouchon possède un trou central assez large permettant de laisser passer une clé hexagonale de 1,5 mm pour régler la vis. Lorsqu'elle tourne, la vis permet donc d'avancer ou de reculer un cylindre de transfert (pour les vis 15 et 17) ou, l'appui semi-circulaire ou l'appui ponctuel (vis 18) dans lequel elle est placée. Les longueurs de réglage des vis sont calculées à partir de la direction de perçage définie sur la vertèbre tridimensionnelle, dans le programme d'analyse.

La longueur utilisée pour le réglage des appuis est celle commençant à la surface postérieure de la pièce qui supporte la tête de vis (le guide de perçage et le support vertical) et allant jusqu'au point limite sur l'axe de la vis de chaque pièce d'appui.

Les bouchons peuvent être vissés et dévissés avec un tourne-vis à tête plate dans l'encoche prévue à cet effet. Il est nécessaire de resserrer les bouchons (11, 12 et 13) sur les têtes de vis pour reprendre les jeux existants et éliminer les mouvements et vibrations des vis dus aux mouvements du foret dans le guide pendant le perçage.

Les épaisseurs maximales de la pince sous-épineuse (1.66 mm) et du support sur-épineuse (2.12 mm) ont été calculées afin de ne pas interférer avec les apophyses épineuses des vertèbres sus- et sous-jacentes lors de l'installation. Une simulation cinématique des déplacements des pièces pour la mise en place et le maintien du guide sur la vertèbre a été réalisée à l'aide du logiciel CATIA afin de valider la géométrie du guide et les interférences avec les autres vertèbres.

La figure 2.17 montre le guide entièrement démonté. Les dessins de définition des pièces 1 à 14 ainsi qu'un dessin d'assemblage du guide sont présentés à l'annexe B.



**Figure 2.17 - Pièces constitutives du guide de perçage**

#### 2.4.1.2 Évaluation par prototypage virtuel

La maquette numérique utilisée pendant la conception du guide a permis de valider la position relative des différentes pièces de même que de respecter les jeux disponibles entre les apophyses épineuses. Le design en contexte avec une vertèbre L3 et les études morphométriques consultées ont permis de choisir des dimensions adéquates pour les

pièces du guide. Enfin une analyse cinématique a permis de valider la cinématique du guide (dégagement, interactions et parcours des différentes pièces).

#### **2.4.1.3 Fabrication du guide**

Le guide a été fabriqué selon les dessins de définition présentés à l'annexe B. Cependant, deux pièces ont vu leur définition modifiée. L'appui semi-circulaire est composé de deux pièces rivetées ensemble (pour des raisons de facilité de production et de coût). Cependant, les dimensions du sous-assemblage correspondent à celles définies sur le dessin n° 6, page 158.

Les vis horizontales commandées n'étaient pas disponibles aux longueurs demandées (20 mm de long). Elles ont donc été fabriquées à partir de deux vis standards soudées, dont l'une des deux têtes a été coupée. Lors de l'assemblage de ces vis sur le support sur-épineuse, la soudure se trouvait en porte-à-faux à l'extérieur de l'appui sur-épineuse, introduisant ainsi un point faible sur la rigidité du mécanisme à environ 12 mm de la tête de vis. Une seconde série de vis a été utilisée, avec une soudure située sous la tête de vis.

Enfin, une rondelle d'ajustement a été introduite sous la tête d'une des vis verticales car la hauteur de cette tête était plus petite que les valeurs nominales, occasionnant un jeu trop important entre le bouchon à base conique et le support vertical.

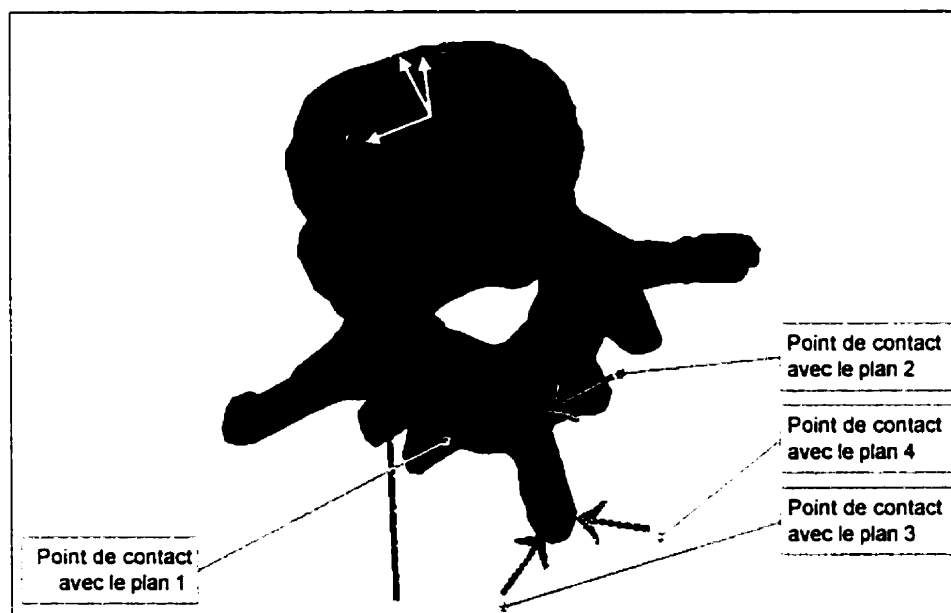
Le coût de fabrication du prototype du guide est environ de 1500 \$

#### **2.4.2 Recalage du guide sur la vertèbre et points d'appui**

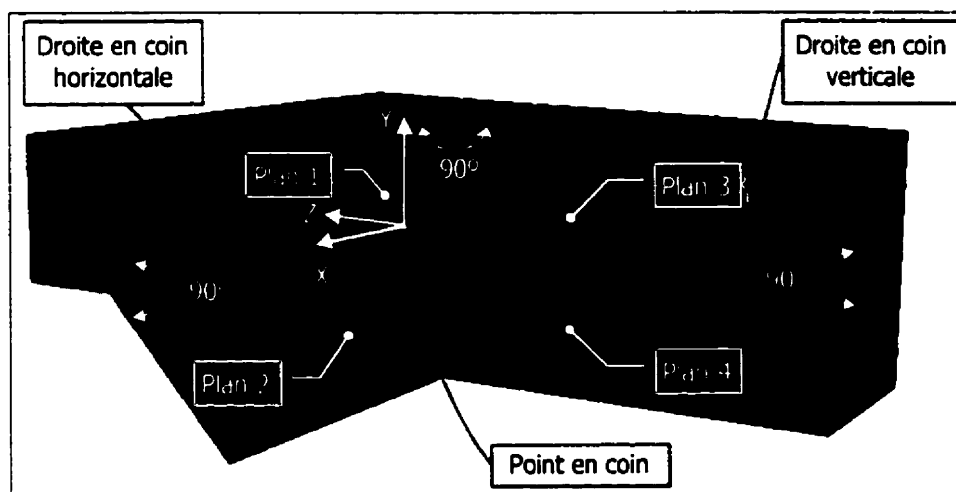
Le second design utilise six points d'appuis sur la vertèbre pour effectuer le recalage du guide, plutôt qu'un contact surfacique complet. Les quatre premiers sont les points de recalage du guide sur la vertèbre. Ces points d'appui sur les surfaces exposées de l'apophyse épineuse sont les points de tangence entre l'apophyse épineuse et quatre plans verticaux et horizontaux (figure 2.18), situé sur le support sur-épineuse. Les deux plans

verticaux 3 et 4 (figure 2.19) ont une orientation de  $+45^\circ$  et  $-45^\circ$  par rapport au plan sagittal XZ de la vertèbre tandis que les deux plans horizontaux 1 et 2 ont une orientation de  $+45^\circ$  et  $-45^\circ$  (sur un plan frontal) par rapport à un plan transverse XY de la vertèbre (au-dessus de l'apophyse épineuse). Une fois recalé, le système d'axes du guide, centré au point en coin, est parallèle avec le système d'axe de la vertèbre.

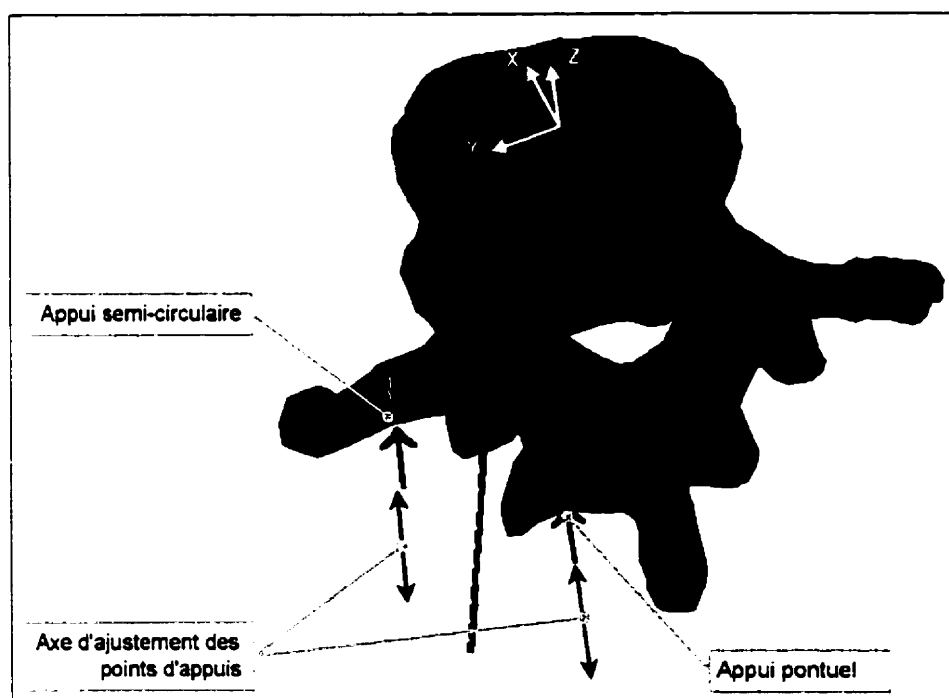
Afin d'assurer l'isostatisme du guide et permettre de soutenir les efforts lors de l'utilisation du guide, deux points d'appuis supplémentaires ont été placés sur la lame vertébrale (dans sa partie inférieure, pour l'appui ponctuel) et sur la partie médiale de l'apophyse transverse (pour l'appui semi-circulaire). Le second point est le point le plus latéral exposé et accessible sur l'apophyse transverse pendant la chirurgie. L'ajustement des pièces du guide venant s'appuyer sur la vertèbre en ces points d'appui se fait par l'intermédiaire d'une vis de réglage pour chaque point de contact (figure 2.20). La longueur des axes de réglage dépend de la configuration du guide et de la direction de perçage choisie.



**Figure 2.18 - Points de contact sur l'apophyse épineuse avec les plans de recalage du second guide**



**Figure 2.19 - Plans de contact du second guide sur l'apophyse épineuse : dessus (1-2) et arrière (3-4)**



**Figure 2.20 - Points d'appuis supplémentaires réglables**

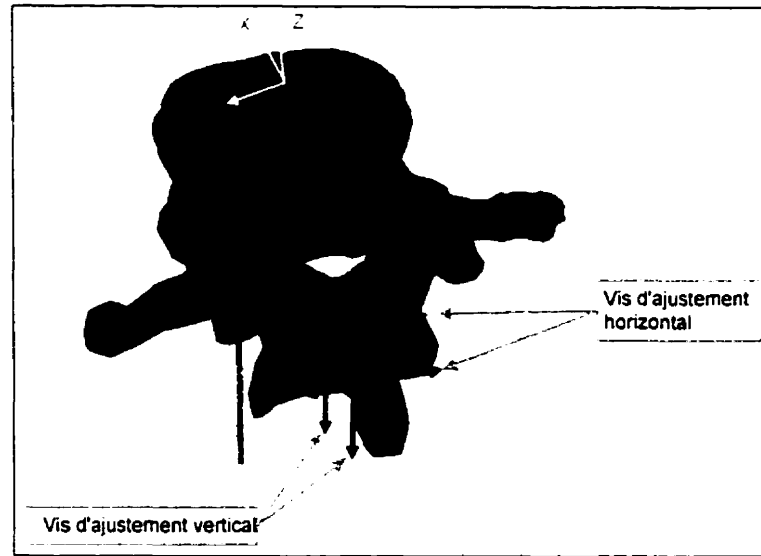


### 2.4.3 Maintien du guide sur la vertèbre instrumentée

Un mécanisme de serrage sur l'apophyse épineuse a été développé pour permettre le maintien du guide sur la vertèbre lors du perçage. Les caractéristiques de ce système sont d'assurer un serrage vertical (selon l'axe z de la vertèbre) sur l'apophyse épineuse en ne requérant qu'un seul geste de la part du chirurgien. Une surface d'appui vient se placer sous l'apophyse épineuse et applique une force vers les surfaces d'appui situées au-dessus de l'apophyse épineuse. La position relative des plans de contact (1 et 2), à angle droit (figure 2.19), empêche de perdre le contact entre le guide et la vertèbre. L'orientation des plans de contact dirige les surfaces postérieures vers le centre du guide. Les forces de serrage requises pour assurer le maintien pendant le perçage d'un trou sont assurées par une pince porte-implant reliée au guide de perçage par la pince sous-épineuse et le support sur-épineuse. Le serrage de la pince sur le dessus et le dessous de l'apophyse épineuse se fait par l'intermédiaire des crans de serrage existant sur le manche de la pince.

### 2.4.4 Orientation du guide de perçage

La direction de perçage est extraite à partir des parois du pédicule comme présenté pour le premier design (paragraphe 2.3.2). Pour l'ajustement du support de perçage du guide selon la droite de perçage (personnalisation du guide à la vertèbre à instrumenter), quatre vis de réglage ont été introduites entre la pièce s'appuyant sur l'apophyse épineuse (« support sur-épineuse ») et la pièce guidant le perçage (« guide de perçage »). Les axes des vis sont coplanaires et parallèles deux à deux (figure 2.21). Deux des vis sont dans un plan horizontal et les deux autres dans un plan vertical. La combinaison des mouvements de ces vis permet d'ajuster, avant l'opération, la direction du guide de perçage à la direction de perçage calculée. Les distances d'ajustement sont calculées à partir du modèle numérique de la vertèbre avec un programme de calcul des paramètres de réglage du guide développé sous Matlab et présenté au paragraphe 2.5. Une fois ajustée, l'orientation de perçage est fixe jusqu'au prochain ajustement du guide.



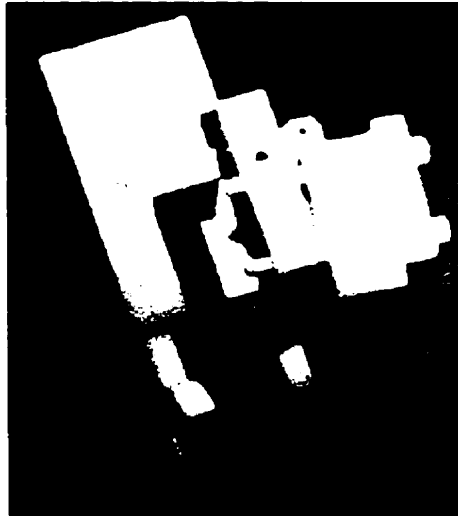
**Figure 2.21 - Axes des vis de réglage de l'orientation de perçage**

#### **2.4.5 Modélisation géométrique du second guide**

Le guide a été modélisé sur CATIA, sous forme solide par approche CSG. Toutes les pièces du guide ont été placées dans un seul modèle. Cette décision a été prise pour réduire le temps d'accès aux différentes pièces. En modélisation multi-modèles, les stations utilisées n'étaient pas assez performantes et le nombre réduit de pièces du mécanisme permettait de travailler dans un seul fichier. La station de travail utilisée était une RISC 6000 de IBM (42T, Power PC 604 à 120 MHz, 256 Mo de mémoire vive).

Le guide a été modélisé en mm, aux dimensions réelles, et les surfaces de la vertèbre L3 (modélisée en solide) ont servi de référence pour la détermination des points de contact. Le dimensionnement s'est fait avec cette même vertèbre et en tenant compte de la position relative de différentes vertèbres dans une colonne vertébrale et d'études morphométriques sur la taille des éléments anatomiques composant une vertèbre [Berry et coll., 1997 ; Panjabi et coll., 1992 ; Scoles et coll., 1988 ; Zindrick et coll., 1986]. Les dessins de définition ont aussi été générés avec CATIA. Avant d'être fabriquer, le second

guide a été produit par SLS au Centre Prototech, en duraform (figure 2.22), pour valider les formes, en le mettant en place sur une vertèbre test.



**Figure 2.22 – Prototype, construit par frittage sélectif, du guide de perçage**

#### **2.4.6 Protocole d'utilisation**

Pour l'installation de vis pédiculaires sur des vertèbres lombaires avec le second guide de perçage, suite à l'acquisition de la géométrie des vertèbres à instrumenter, cinq étapes sont nécessaires :

- 1. La modélisation et l'analyse des géométries 3D des vertèbres à instrumenter :**  
cette étape demande une prise d'images médicales par CT-scan puis une reconstruction 3D selon la technique expliquée au paragraphe 2.2.2 ;
- 2. La préparation du guide avec les paramètres de réglage calculés :** à partir de la reconstruction, le programme de calcul des paramètres de réglage du guide (c. f. section 2.5) permet de déterminer les paramètres de réglage des 6 vis du guide. Le guide est ajusté en fonction de ces valeurs. Il faut un ajustement du guide pour chaque direction de perçage. Les distances ajustées doivent être vérifiées avec un vernier ;

3. L'installation du guide sur la vertèbre ;
4. Le perçage des trous pour l'installation des vis pédiculaires ;
5. L'analyse de la position des vis placées dans la vertèbre.

## **2.5 Programme de calcul des paramètres de réglage du second guide**

À partir du modèle numérique d'une vertèbre, la direction de perçage et le point d'entrée sont identifiés grâce à une application développée sur Matlab. Ce programme permet de calculer les paramètres de réglage du guide et d'identifier le point d'entrée grâce à des manipulation interactives de la vertèbre. Pour cela, une fois la direction de perçage définie par le chirurgien, le programme calcule les angles de perçage et redonne à l'utilisateur les informations nécessaires pour préparer le guide. Ce programme d'analyse a été conçu pour calculer les paramètres de réglage du second guide. Le programme se sert du fichier movie d'une vertèbre pour calculer 3 éléments du second design :

- La position de recalage du guide sur la vertèbre ;
- Les paramètres de réglage du guide de perçage ;
- Le point d'entrée de la mèche de perçage et les points d'appui du guide sur la vertèbre.

La figure 2.23 présente les fonctions du programme accessibles via l'interface graphique. Le mode d'emploi du programme est présenté à l'annexe D.

Les étapes successives nécessaires pour calculer les paramètres de réglage sont réalisées grâce à l'interface développée. Ainsi, cette dernière permet lire une nouvelle vertèbre, calculer des points d'appui du guide et définir la direction de perçage. Avec ce dernier élément, le point d'entrée peut être détecté. Les paragraphes suivants expliquent les éléments algorithmiques du programme d'analyse.

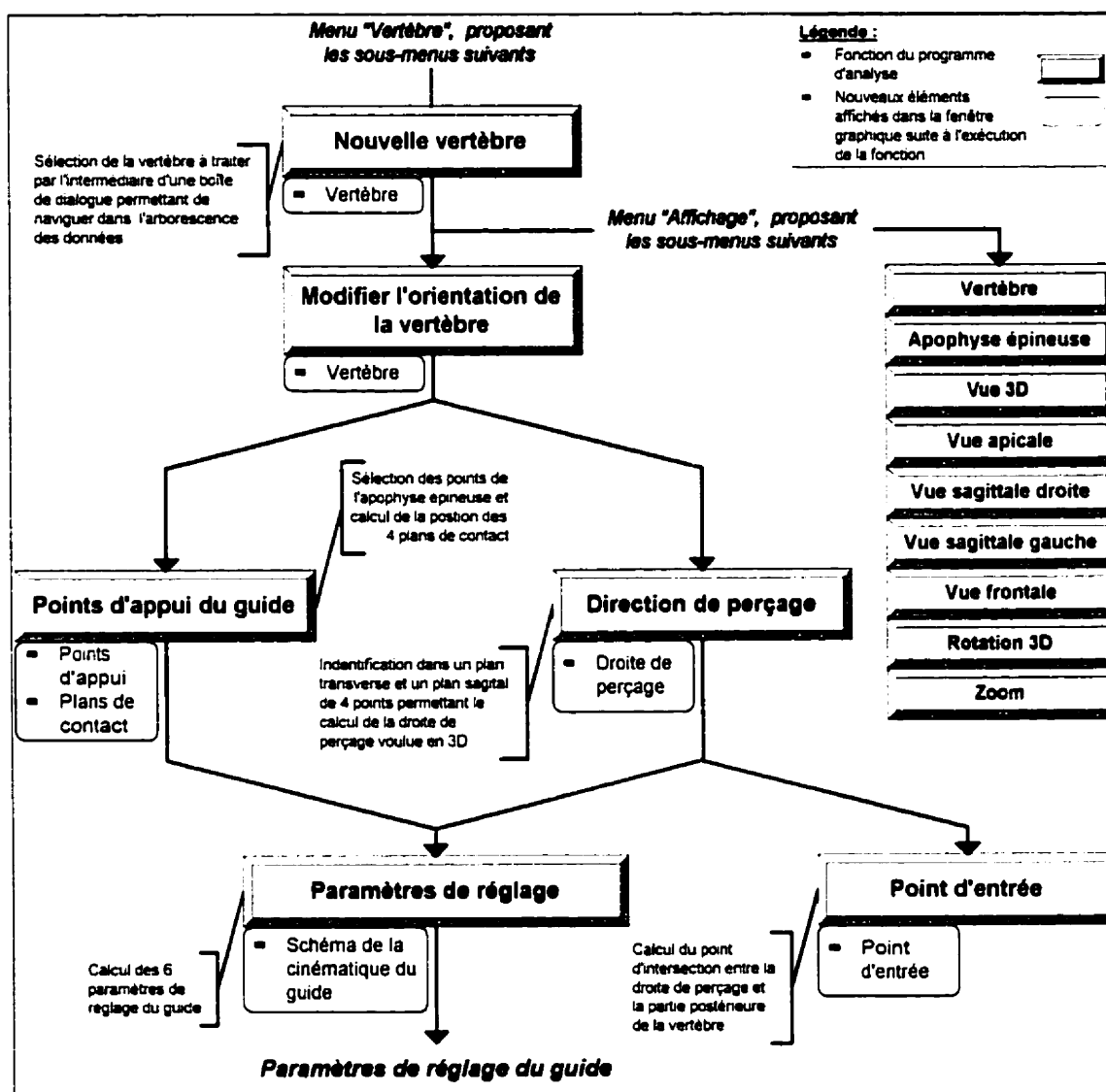


Figure 2.23 - Fonctions du programme d'analyse

### 2.5.1 Lecture d'un fichier movie

La lecture d'un fichier movie se fait en ouvrant le fichier selon le chemin et le nom de fichier donné par l'utilisateur au programme, par l'intermédiaire d'une boîte de dialogue. L'ouverture d'une nouvelle vertèbre entraîne la réinitialisation des paramètres de la droite de perçage et des points de contact entre le guide et la vertèbre.

Le format du fichier movie peut être libre à condition de respecter les règles suivantes :

- Il ne doit y avoir qu'un seul objet par fichier movie ;
- La première ligne du fichier doit contenir les nombres de sommets, de facettes et d'arêtes ;
- La seconde ligne qui comporte les numéros de début et de fin du polygone de l'objet doit exister, même si elle n'est pas utilisée dans le programme ;
- Chaque facette doit être formée de 3 ou 4 arêtes uniquement. Lorsqu'elle contient 4 arêtes, elle est triangularisée par le programme ;
- Il ne doit y avoir qu'un seul polygone de défini par ligne.

Pour triangulariser une facette :

- Une première facette est formée avec les nœuds 1, 2 et 3 ;
- Une seconde facette est formée avec les nœuds 3, 4 et 1 ;

Le sens de rotation entre les nœuds est ainsi conservé. Les nombres totaux de nœuds, d'arêtes et de facettes sont ajustés en conséquence.

Le programme de lecture du fichier movie ne fonctionnera pas si le fichier est vide ou du mauvais format. Il incombe donc à l'utilisateur de vérifier la validité des fichiers fournis pour traitement. Le fichier doit être en format ASCII.

### **2.5.2 Modification de la position de la vertèbre dans son repère**

Il est important que la vertèbre soit dans son repère local avant d'effectuer toute analyse. Cette position est importante pour le calcul des points de contact entre le guide et la vertèbre. Le programme calcule ces points de contact en effectuant un déplacement des plans de départ selon leur normale. Ces plans sont placés en fonction du repère dans

lequel se trouve la vertèbre. Avant de commencer le traitement de la vertèbre, il faut modifier l'orientation de la vertèbre dans son propre système d'axes pour maximiser les possibilités de trouver une bonne position de recalage exact. Pour cela l'utilisateur peut utiliser la technique présentée au paragraphe 2.2.4.

Pour une vertèbre scoliotique, il faut manuellement modifier la position de la vertèbre dans son système d'axes de façon à aligner le plan sagittal de l'apophyse épineuse dans le plan XZ et à placer la partie supérieure de l'apophyse épineuse (la partie horizontale) parallèle à l'axe des x. Les plans de contact sont d'abord définis à l'extérieur de l'enveloppe de la vertèbre. Deux des plans sont placés parallèlement à l'axe des x et les deux autres parallèlement à l'axe des z (c. f. §2.4.2).

### **2.5.3 Définition de la droite de perçage**

La droite de perçage est définie suite à la sélection de 4 points. Les deux premiers, sélectionnés lorsqu'une vue transverse (XY) est affichée, permettent de définir les composantes en x et y du vecteur directeur de la droite de perçage. Les deux derniers points, sélectionnés sur une projection de la vertèbre sur une vue sagittale (YZ), permettent de définir la variation en z. Deux points de passage de la droite de perçage sont enregistrés : ils utilisent les coordonnées x et y des deux premiers points sélectionnés et la composante z des deux derniers. Les deux points sont classés de façon croissante selon x.

L'algorithme de création de la droite de perçage crée un vecteur directeur dont la composante en x est positive, quelque soit l'ordre de sélection des points dans le plan transverse. La droite de perçage est donc postéro-antérieure.

### **2.5.4 Calcul des points de contact pour le recalage**

Pour la définition des points de contact, l'utilisateur sélectionne une zone de l'écran contenant l'apophyse épineuse vue de dessus. À partir des limites 3D de la sélection, le

programme effectue un tri à partir de toutes les facettes de la vertèbre pour identifier les points et polygones entièrement contenus (les 3 sommets) dans la région sélectionnée. Le calcul des points et plans de contact est alors effectué.

Le calcul des points de contact s'effectue en déplaçant quatre plans de contact ayant une configuration correspondant à la pièce de support du guide s'appuyant sur le dessus de l'apophyse épineuse. Ces plans sont placés par paire à un angle de 90° (figure 2.19). Les plans 1 et 2 sont parallèles à l'axe des x tandis que les deux autres (3 et 4) sont parallèles à l'axe y. À leur création, ces 4 plans passent par un point d'un cube enveloppant les points de l'apophyse épineuse. Dans la description des plans ci-dessous, le terme « *enveloppe* » fait référence à une des valeurs de l'enveloppe entourant ces points, soit :

$$\begin{bmatrix} \text{enveloppe}X \text{ min} & \text{enveloppe}X \text{ max} \\ \text{enveloppe}Y \text{ min} & \text{enveloppe}Y \text{ max} \\ \text{enveloppe}Z \text{ min} & \text{enveloppe}Z \text{ max} \end{bmatrix} \quad (2.1)$$

Les paramètres des plans sont présentés dans le tableau suivant.

**Tableau 2.1 - Paramètres des plans de départ pour calculer les quatre points de recalage entre le guide et la vertèbre**

	VECTEUR NORMAL	POINT DE L'ENVELOPPE UTILISÉ POUR CALCULER LE PARAMÈTRE d
<b>Plan 1</b> parallèle à l'axe des x, du côté y positif	$\begin{bmatrix} 0 & \frac{-1}{\sqrt{2}} & \frac{-1}{\sqrt{2}} \end{bmatrix}^T$	$[0 \text{ enveloppe}Y \text{ max} \text{ enveloppe}Z \text{ max}]^T$
<b>Plan 2</b> parallèle à l'axe des x, du côté y négatif	$\begin{bmatrix} 0 & \frac{1}{\sqrt{2}} & \frac{-1}{\sqrt{2}} \end{bmatrix}^T$	$[0 \text{ enveloppe}Y \text{ min} \text{ enveloppe}Z \text{ max}]^T$
<b>Plan 3</b> parallèle à l'axe des z, du côté y positif	$\begin{bmatrix} \frac{1}{\sqrt{2}} & \frac{-1}{\sqrt{2}} & 0 \end{bmatrix}^T$	$[0 \text{ enveloppe}Y \text{ max} \text{ enveloppe}Z \text{ max}]^T$
<b>Plan 4</b> parallèle à l'axe des z, du côté y négatif	$\begin{bmatrix} \frac{1}{\sqrt{2}} & \frac{1}{\sqrt{2}} & 0 \end{bmatrix}^T$	$[\text{enveloppe}X \text{ min} \text{ enveloppe}Y \text{ min} \text{ } 0]^T$



Le paramètre  $d$  de chaque plan est calculé en prenant un point à l'extrémité de l'enveloppe des points de la vertèbre :

$$d_i = -(a_i x_{0,i} + b_i y_{0,i} + c_i z_{0,i}) \quad (2.2)$$

où  $[a_i \ b_i \ c_i]^T$  correspond aux composantes du vecteur normal du plan  $i$  et  $[x_{0,i} \ y_{0,i} \ z_{0,i}]^T$  est le point de l'enveloppe par lequel passe le plan  $i$ .

Le déplacement des plans de contact jusqu'aux points de recalage se fait dans la direction normale au plan. La distance de déplacement de chaque plan est la plus petite distance calculée entre tous les points de l'apophyse épineuse et le plan traité. Il existe donc une distance calculée pour chaque plan.

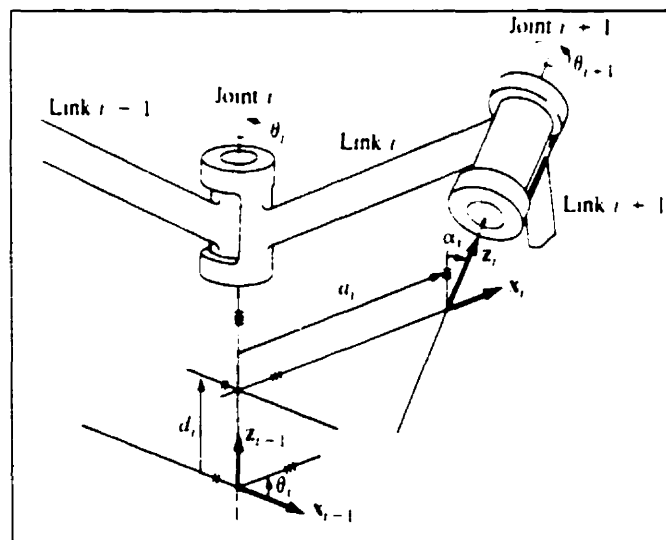
Seulement, les 4 plans ne peuvent pas être déplacés de leur distance respective, aussi un choix doit être fait. En effet, le déplacement des 4 plans selon leur distance minimale respective ne donne pas un déplacement rigide, ce qui modifie la position relative des plans. Il faut qu'une fois déplacés, les 4 plans se coupent en un point unique, appelé point en coin (voir figure 2.19). Ce point se trouve sur la pièce d'appui du guide sur l'apophyse épineuse. Pour respecter la géométrie du guide, il faut donc translater 3 des plans à leur position finale et contraindre le dernier plan aux 3 premiers. Le choix des 3 plans libres et du plan contraint est fait de la manière suivante : le plan contraint est, parmi les 4 plans possibles, celui qui une fois contraint à passer par le point d'intersection des 3 plans libres aura la plus petite distance jusqu'à la vertèbre sans entrer en interférence avec cette dernière.

Le déplacement est fait pour trouver 3 points de contact avec le guide tout en minimisant la distance entre le 4<sup>ième</sup> plan et la vertèbre. Ce calcul ne s'effectue que sur une région de la vertèbre correspondant à l'apophyse épineuse.

### 2.5.5 Configuration cinématique du guide

Pour calculer les paramètres de réglage, le guide de perçage peut être schématisé comme étant un assemblage de différents bras articulés, dont certains sont fixes et d'autres ont un degré de liberté (DDL) en rotation ou un DDL en translation. Aussi, calculer les paramètres de réglage du guide revient à résoudre un problème de configuration robotique : il s'agit de connaître la configuration qui permet d'aligner une droite passant par l'origine du guide sur la droite de perçage, en respectant la configuration du guide.

Pour cela, les bras du guide doivent être décrits mathématiquement. La représentation choisie est la représentation de Denavit-Hartenberg (version non-modifiée) qui consiste à modéliser le guide comme une succession de bras en série les uns avec les autres, formant ainsi une chaîne cinématique ouverte. Un bras relie deux joints comportant un DDL. Le DDL libre est soit en translation soit en rotation. Un joint relie deux bras. À chaque joint est placé un système d'axes. La relation entre deux systèmes d'axes est définie par 4 paramètres appelés les paramètres de Denavit-Hartenberg :  $d$ ,  $\theta$ ,  $a$  et  $\alpha$ . Ces paramètres et les systèmes d'axes utilisés sont présentés à la figure 2.24.



**Figure 2.24 - Paramètres de Denavit-Hartenberg et système d'axes définis pour un joint [tirée de K.S. Fu et coll., 1987]**

Le système d'axes de chaque joint est défini de la façon suivante :

- $z(i-1)$  : selon l'axe de mouvement du joint  $i$  ;
- $x(i)$  : normale à  $z(i-1)$  et  $z(i)$  et pointe en s'éloignant de  $z(i-1)$  ;
- $y(i)$  : complète le système d'axes  $i$  en respectant la règle de la main droite.

Un bras est défini par les 4 paramètres suivants :

- $d(i)$  : distance de l'origine du système de coordonnées  $(i-1)$  jusqu'à l'intersection entre  $z(i-1)$  et  $x(i)$  selon  $z(i-1)$  ;
- $\theta(i)$  : angle de joint entre l'axe  $x(i-1)$  et l'axe  $x(i)$  autour de l'axe  $z(i-1)$  (en respectant la règle de la main droite) ;
- $a(i)$  : distance « offset » de l'intersection de  $z(i-1)$  avec  $x(i)$  jusqu'à l'origine du  $i^{\text{ème}}$  système d'axes selon  $x(i)$  (ou, la plus courte distance entre  $z(i-1)$  et  $z(i)$ ) ;
- $\alpha(i)$  : l'angle entre  $z(i-1)$  et  $z(i)$  autour de  $x(i)$  (en utilisant la règle de la main droite).

Pour un joint en rotation,  $\theta$  est variable tandis que les autres paramètres sont constants.

Pour un joint en translation, uniquement le paramètre  $a$  est variable.

La matrice de transformation homogène permettant de passer du système d'axes  $(i-1)$  au système d'axes  $i$  est calculée avec la règle suivante :

$${}^{i-1}T_i = [tr(z_{i-1}, d_i)] * [rot(z_{i-1}, \theta_i)] * [tr(x_i, a_i)] * [rot(x_i, \alpha_i)] \quad (2.3)$$

où « tr » représente une translation, suivie de l'axe de translation et de la distance parcourue sur cet axe. « rot » est une rotation, suivie de l'axe et de l'angle de rotation.

Une fois le calcul matriciel effectué, la matrice de transformation homogène  ${}^{i-1}T_i$ , exprimant le système d'axes (i) dans le système d'axes (i-1) est donc :

$${}^{i-1}T_i = \begin{bmatrix} \cos\theta_i & \sin\theta_i & 0 & -a_i \\ -\cos\alpha_i \sin\theta_i & \cos\alpha_i \cos\theta_i & \sin\alpha_i & -d \sin\alpha_i \\ \sin\alpha_i \sin\theta_i & -\sin\alpha_i \cos\theta_i & \cos\alpha_i & -d \cos\alpha_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}. \quad (2.4)$$

Les paramètres du second guide de perçage sont présentés dans le tableau 2.2. La configuration schématique du second guide de perçage est présentée à la figure 2.25. Les joints définis sont les 4 joints de réglage du guide et un joint initial (fixe).

**Tableau 2.2 - Paramètres de Devanit-Hartenberg du second guide de perçage**

JOINT		$d_{i/z_{i-1}}$	$\theta_{i/z_{i-1}}$	$a_{i/x_i}$	$\alpha_{i/x_i}$
Initial	De OXYZ <sub>1</sub> à OXYZ <sub>0</sub>	1.5	0	10	90
1	De OXYZ <sub>0</sub> à OXYZ <sub>1</sub>	D1	0°	0	-90°
2	De OXYZ <sub>1</sub> à OXYZ <sub>2</sub>	0	(D2)°	-5	180°
3	De OXYZ <sub>2</sub> à OXYZ <sub>3</sub>	D3	0°	0	-90°
4	De OXYZ <sub>3</sub> à OXYZ <sub>4</sub>	(4) <sup>8</sup>	(90+D4)°	10.1	90°

Les longueurs données dans le tableau 2.2 sont les distances du guide calculées sur le modèle numérique du guide. Pour le calcul des 4 paramètres de réglage de la direction de perçage, toutes les distances des membrures du guide sont enregistrées dans un fichier de configuration. Chaque distance est exprimée en fonction d'un des repères identifiés ci-dessus. Les variables ainsi que les valeurs utilisées sont présentées à la figure 2.26.

<sup>8</sup> Le système d'axes OXYZ<sub>4</sub> doit être déplacé selon Z<sub>4</sub> sur un plan parallèle à XY<sub>4</sub> mais passant par O<sub>3</sub>

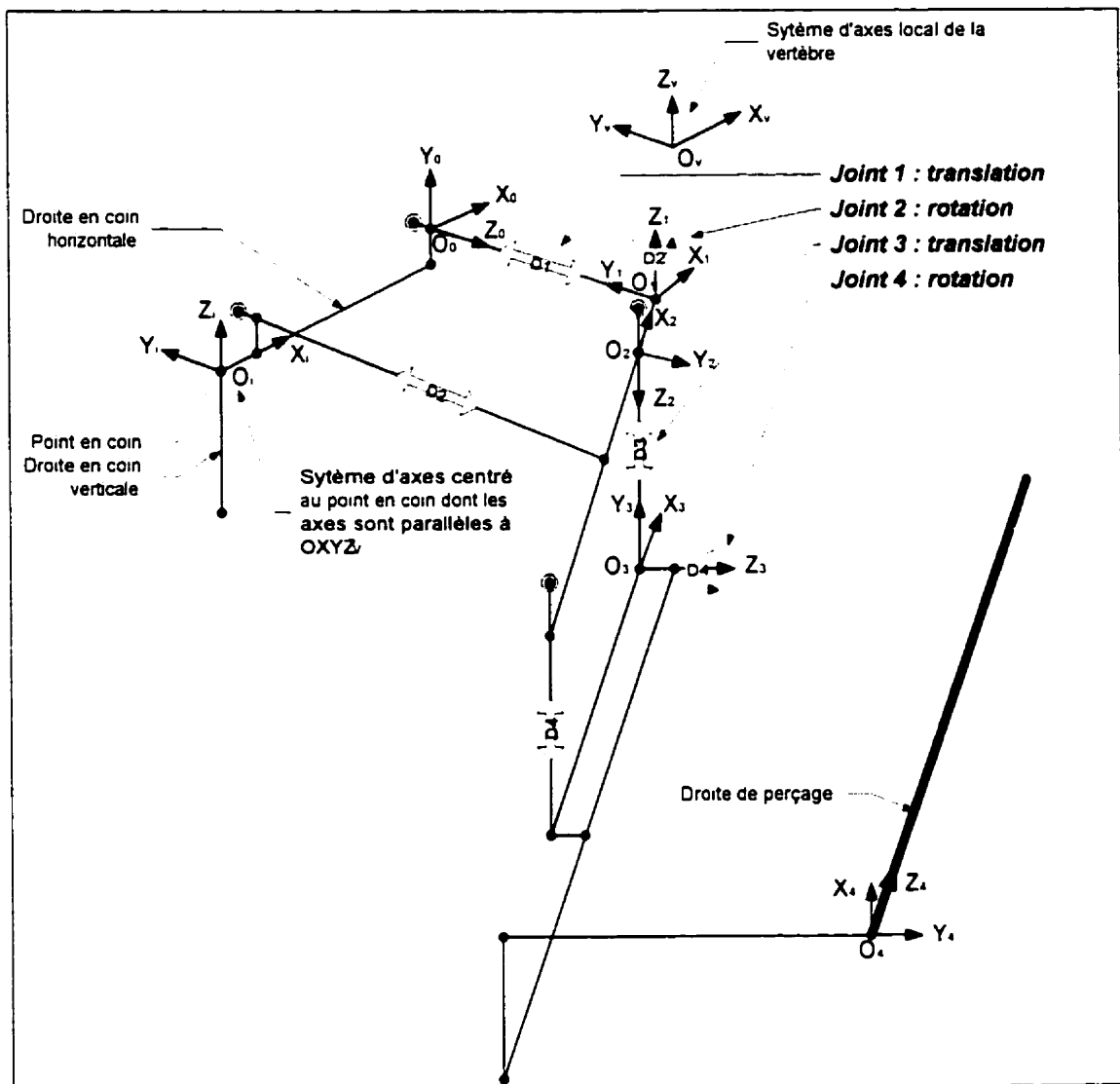
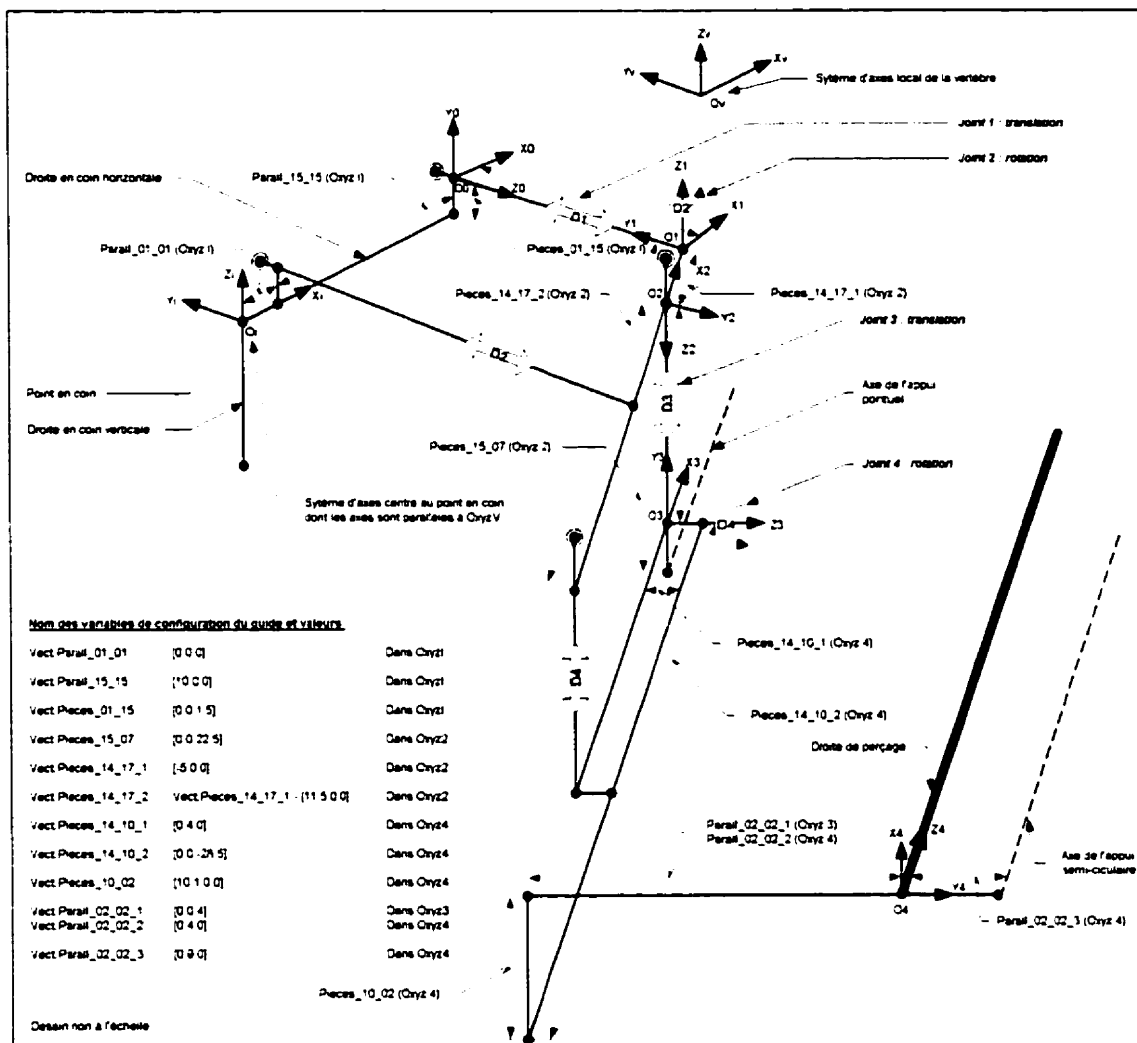


Figure 2.25 - Schéma de configuration cinématique du guide de perçage

### 2.5.6 Calcul des paramètres de réglage du guide

Pour le calcul des paramètres de réglage, toutes les droites sont déplacées selon un vecteur allant du point en coin  $O_i$  à l'origine de la vertèbre  $O_v$ . Le système d'axes  $OXYZ_i$  coïncide alors avec le système d'axes de la vertèbre  $OXYZ_v$ . Ce déplacement est possible car une fois le recalage effectué, la position du point en coin et l'orientation du système

d'axes  $OXYZ_i$  (figure 2.19) sont connues dans le système d'axes de la vertèbre. Le calcul des 6 paramètres de réglage du guide est partagé selon trois types de résolution.



**Figure 2.26 - Définition des variables du guide, en configuration perçage à droite**

### 1. Calcul des paramètres de rotation

Les joints 2 et 4 (figure 2.26) assurent les rotations du mécanisme d'orientation. Le joint 2 permet une rotation dans un plan horizontal de réglage tandis que le joint 4 oriente la direction de perçage dans un plan vertical. La valeur du joint 2 est calculée en déterminant l'angle que font les projections de la droite de perçage dans le plan

$X_i Y_i$  avec la droite en coin horizontale. Le calcul du joint 4 se fait de la même manière mais entre les projections de la droite de perçage dans le plan  $X_i Z_i$  et la droite en coin horizontale.

La fonction de calcul de l'angle entre deux droites retourne une valeur non signée. Aussi, une vérification sur une des composantes du vecteur directeur de la droite de perçage permet de déterminer le sens de rotation : pour le joint 2, le signe de la composante y du vecteur directeur permet de prendre cette décision tandis que pour le joint 4, la composante z est analysée. Une composante de y ou z négative indique que le sens de rotation de la droite en coin vers la droite de perçage est négatif.

Une fois calculés, les angles des joints sont exprimés sous forme de distances pour permettre le calcul des paramètres de réglage  $D_2$  et  $D_4$  du guide. Ces paramètres sont calculés après le calcul des paramètres  $D_1$  et  $D_3$ . Les équations de calcul des paramètres sont :

$$D_2 = D_1 + \|\text{Vect.Parall}_{15\_15}\| * \tan(\text{angle\_joint\_2}) \quad (2.5)$$

$$D_4 = D_3 + \|\text{Vect.Pieces}_{14\_17\_2} - \text{Vect.Pieces}_{14\_17\_1}\| * \tan(\text{angle\_joint\_4}) \quad (2.6)$$

## 2. Calcul des paramètres de translation

Les joints 1 et 3 assurent la translation du mécanisme de réglage. Le joint 1 permet une translation dans un plan horizontal tandis que le joint 3 permet un mouvement dans un plan vertical. Le calcul de leur valeur, correspondant aux paramètres  $D_1$  et  $D_2$  respectivement, se fait en déterminant la distance entre les points  $O_0$  et  $O_1$  et entre les points  $O_2$  et  $O_3$ . Le premier paramètre calculé est  $D_1$  car le calcul du second paramètre intègre la valeur du premier. Pour le calcul de chaque paramètre, tous les vecteurs sont exprimés dans le système d'axes  $OXYZ_i$ .

Le calcul de  $D_1$  est effectué dans le plan transverse passant par  $O_i$ . La droite en coin horizontale et la droite de perçage sont projetées dans ce plan. Le paramètre  $D_3$  n'a

alors aucun effet. La projection de la droite en coin horizontale est déplacée pour passer par  $O_0$  (dont la position est connue) puis tournée de  $90^\circ$  autour de  $Y_0$  pour être alignée avec l'axe de  $D_1$ . De la même façon, la projection de la droite de perçage est déplacée parallèlement à elle-même pour passer par  $O_1$ . Le vecteur de déplacement utilisé est la projection dans le plan transverse de la somme des vecteurs de déplacement permettant d'aller du point  $O_1$  au point  $O_4$  (figure 2.26). Les vecteurs nécessaires pour aller de  $O_1$  à  $O_4$  sont des vecteurs de configuration du guide. Le point d'intersection entre les 2 droites, correspondant au point  $O_1$ , est alors calculé. La valeur du paramètre  $D_1$  est alors la distance entre  $O_0$  et  $O_1$ . Avec la valeur de l'angle de  $D_1$ , toutes les matrices de changement de repères sont mises à jour avant le prochain calcul.

Pour le calcul du paramètre  $D_3$ , le même principe de calcul est utilisé entre les points  $O_2$  et  $O_3$ . Une droite parallèle à la droite de perçage mais passant par le point  $O_3$  est créée puis projetée sur le plan sagittal passant par  $O_1$ . La droite en coin horizontale est déplacée pour passer par la projection de  $O_2$  sur le même plan sagittal puis tournée de  $90^\circ$  autour de  $Y_1$  pour être alignée avec l'axe de  $D_3$ . L'intersection entre les deux droites permet de connaître la position de la projection de  $O_3$  sur le plan sagittal. La valeur de  $D_3$  est alors la distance entre les projections de  $O_2$  et  $O_3$ .

### 3. Calcul des paramètres de réglage des points d'appui

Les paramètres de réglage des appuis ponctuels et semi-circulaire (définis au paragraphe 2.4.1), calculés en dernier, sont des distances du guide à la vertèbre. Comme première étape, pour les déterminer, le point d'intersection entre l'axe de chaque appui et la vertèbre est calculé. En seconde partie, pour l'appui semi-circulaire, la valeur du paramètre de réglage est la distance entre le point d'intersection détecté et l'intersection entre l'axe de l'appui et la surface arrière du support de guidage. Ce point se trouve sur l'axe  $Y_4$  (figure 2.26). Pour l'appui ponctuel, la distance est calculée entre le point d'intersection de la vertèbre avec



l'intersection entre l'axe de réglage de cet appui et la surface postérieure du support de l'axe, situé sur l'axe  $Z_2$ .

Il faut remarquer que dû à la configuration physique du guide, la ligne d'axe de l'appui semi-circulaire est obligatoirement parallèle à la droite de perçage tandis que l'appui ponctuel est parallèle à la droite formée par les points  $O_1$  et  $O_2$ .

## **2.6 Évaluation expérimentale du second guide**

Suite au développement du second guide et du programme de calcul des paramètres, un protocole expérimental a été élaboré afin de mesurer la précision et la reproductibilité de perçage obtenues en utilisant ce guide. La première évaluation a porté sur la position relative entre le trou et le pédicule suite au perçage. Les seconds éléments analysés dans cette étude sont la maniabilité du guide et l'identification de ses points forts et faibles. Pour cela, le guide développé a été utilisé dans des conditions semi-opératoires afin de vérifier son efficacité.

### **2.6.1 Matériel**

Les colonnes vertébrales utilisées sont des colonnes synthétiques de Sawbones, portant le numéro de produit 1323-3 (figure 2.27 (a)). Elles comprennent les niveaux T1 à L5 ainsi que le sacrum mais seule la section lombaire L1-L4 a été utilisée pour l'expérimentation. Cette section de colonne s'installe dans un porte-colonne en plastique souple réutilisable de Sawbones portant le numéro de produit 1526 (figure 2.27 (b)). La colonne est simplement déposée dans son support.

Les vertèbres sont liées entre-elles par des bandes d'un matériau adhésif souple au niveau du corps vertébral, représentant les ligaments longitudinaux antérieur et postérieur et les disques intervertébraux sont simulés par des coussinets collés aux plateaux. Les vertèbres gardent une petite mobilité relative entre elles. Une tige métallique (d'origine) passe par le canal vertébral pour rigidifier le montage et a été conservée sur tous les modèles

excepté celui ayant servi à faire un CT-scan. Aucun tissu n'est présent entre et sur les vertèbres.

Un foret de perçage spécifique, allongé de 13 cm, a été préparé pour l'expérimentation. Sa particularité est d'avoir une zone de prise plus longue qu'un foret normal, permettant ainsi le forage avec une perceuse et le guide chirurgical. Son diamètre est de 5 mm.



**Figure 2.27 - a) Colonne vertébrale T1 - sacrum (Sawbones, n° 1323-3) ; b) Porte-colonne pour une colonne vertébrale entière (Sawbones, n° 1526)**

### 2.6.2 Calcul du nombre d'essais

Des trous pour l'installation de vis pédiculaires ont été percés dans les pédicules gauches et droits des vertèbres. Le nombre de trous percés est calculé avec l'équation suivante, issue d'un test statistique d'hypothèse d'égalité des moyennes entre deux populations et dont le développement mathématique est présenté à l'annexe A :

$$n = \left( \frac{\sigma Z_{\alpha/2}}{E} \right)^2 \quad (2.7)$$

où

- $n$  est le nombre de vis à placer ;
- $\sigma$  est la variance de référence utilisée ;
- $E$  est l'erreur sur les mesures ;
- $Z_{\alpha_2}$  distribution de probabilité normale avec une puissance statistique  $\alpha$

Le pourcentage de confiance utilisé est 95 %. Avec une distribution normale standard cumulative :

$$Z_{\alpha_2} = 1.96 \quad (2.8)$$

La variance de référence utilisée est  $\sigma = 3mm$  (pour ces premiers essais expérimentaux).

Nous fixons l'estimation d'erreurs de mesures à 0.7mm [Nolte, 1999]. Le nombre minimum de trous à percer est donc :

$$n = 70 \quad (2.9)$$

Le nombre de colonnes lombaires utilisées est de 9, pour un total de 70 trous percés sur les niveaux L1-L4. Les vertèbres L5 n'ont pas été utilisées car le guide ne s'adaptait pas à leur apophyse épineuse trop petite, ne permettant pas le serrage du guide sur la vertèbre.

### **2.6.3 Acquisition des données géométriques des vertèbres synthétiques**

Un CT-scan des vertèbres synthétiques Sawbones (radio-opaques) a été fait sur un CT-scan Picker 5000 disponible à l'hôpital Ste-Justine de Montréal. Un seul spécimen a été scanné car les 9 colonnes sont identiques (même fournisseur et même numéro de produit). Cependant, il faut noter que les colonnes sont finies à la main, par ponçage. Mais les différences au niveau de la finition ne suffisent pas pour considérer les colonnes différentes les unes des autres. Aussi, les mêmes données de reconstruction, issues d'une seule colonne, ont été utilisées pour tous les tests. Sur la colonne reconstruite en 3D, la

tige métallique servant à simuler la lordose lombaire a été enlevée pour éliminer les interférences venant du métal sur les CT-scan. Lors de l'acquisition des images le segment lombaire était placé dans le porte-colonne, ce qui permettait de simuler une position décubitus ventral. Les paramètres d'acquisition sont les suivants :

- L'épaisseur des tranches est de 1.5 mm ;
- Pas de 1 mm<sup>(9)</sup> ;
- Image de 18 cm x 18 cm à 512 x 512 pixels ;
- Tension de 130 kV ;
- Intensité de 150 mA ;
- L'algorithme prédéfini de traitement de l'image appliqué est « bone ».

Les tranches des CT-scans sont enregistrées sous le format de fichier DICOM. Ces fichiers sont utilisés dans le logiciel SliceOmatic pour obtenir un modèle facettisé de chaque vertèbre tel que présenté au paragraphe 2.2. Une reconstruction 3D a permis d'en extraire un fichier movie par vertèbre. En utilisant le programme RepereLocal, les vertèbres ont été déplacées dans leur repère local (§2.2.4). L'outil VTK a été utilisé pour triangulariser et décimer les facettes.

#### **2.6.4 Paramètres d'ajustement du guide**

Le programme d'analyse est utilisé pour calculer les paramètres de réglage pour chaque vertèbre. Les directions de perçage, selon l'axe des pédicules, ont été déterminées d'abord par l'auteur et entérinées par le docteur Hubert Labelle. Les paramètres utilisés pour le perçage sont, pour chaque niveau vertébral, présentés au tableau 2.3 ainsi qu'à l'annexe

---

<sup>9</sup> Les tranches se superposent de 0.5 mm mais le CT-scan a été effectué avec un pas de 1mm au lieu d'un pas de 1.5 mm initialement prévu

G. Après réglage, les dimensions du guide (longueur des 6 vis) sont vérifiées avec un vernier.

**Tableau 2.3 – Paramètres de réglages de vis utilisés pour l'expérimentation, en mm**

	<b>L1</b>	<b>L2</b>	<b>L3</b>	<b>L4</b>
Vis horizontal 1 (pièce 15, côté X+)	17.3	15.8	20.9	22.7
Vis horizontal 2 (pièce 15, côté X-)	19.1	17.7	22.7	24.5
Vis vertical 1 (pièce 17, côté X+)	14.4	15.1	15.6	6.1
Vis vertical 2 (pièce 17, côté X-)	14.3	15.1	15.1	5.3
Vis de réglage appui ponctuel (pièce 18)	31.3	31.5	32.9	31.7
Vis de réglage appui semi-circulaire (pièce 18)	62.4	60.0	65.3	62.2

### **2.6.5 Montage expérimental**

Le second guide de perçage a été testé par un orhopédiste expérimenté, le docteur Hubert Labelle. Le docteur Labelle pratique des opérations de scoliose de façon régulière depuis plus de 10 ans. Le perçage a été fait en laboratoire. Les segments de colonnes vertébrales étaient placés dans le porte-colonne (un seul segment) et dans des boîtes rectangulaires (les 8 autres segments). Ils étaient recouverts d'un matériau non translucide et assez dense (de la semoule de blé dure) pour couper la vue de la partie de la partie antérieure des colonnes pour simuler une opération réelle où seule la partie postérieure est visible et pour stabiliser les colonnes (pour celles placées dans une boîte). Aucun point d'entrée n'a été identifié sur les vertèbres.

Les deux côtés des vertèbres ont été instrumentés avec le guide. Une perceuse commerciale (3A, 350W, vitesse variable de 0 à 1050 tr/min) a été utilisée. Outre le mode d'utilisation du guide, aucune consigne particulière n'a été fournie au chirurgien quant à la vitesse d'exécution et à l'utilisation du guide.


Afin de minimiser le nombre de manipulations et de réglages, le côté droit a été percé en premier, d'abord pour toutes les vertèbres L1, puis L2, puis L3 et finalement L4. La même séquence a été ensuite suivie pour le côté gauche après démontage et remontage pour une configuration à gauche. L'ordre de présentation des spécimens (1 à 9) est le même pour chaque niveau vertébral, aussi bien à gauche qu'à droite. Les paramètres ajustés et vérifiés par l'auteur sont :

- Les longueurs des vis horizontales, en partant de l'arête en coin horizontale jusqu'au centre de la pièce de transfert associée ;
- Les longueurs des vis verticales, en partant du plan transverse passant par les axes des vis horizontales jusqu'au centre de la pièce de transfert associée ;
- Les longueurs des éléments d'appui, allant des surfaces postérieures du guide (au niveau des axes) jusqu'au point de contact pour l'appui ponctuel et jusqu'à la base de l'appui semi-circulaire.


















#### **2.6.6 Analyse des résultats**

Suite aux expériences, différents éléments ont été analysés. Le premier, qualitatif, concerne les observations suite à l'utilisation du guide par le chirurgien. Les suivants, quantitatifs, concernent l'analyse de la position du trou de perçage dans le pédicule et l'analyse des angles des trous percés. Afin de rapporter ces mesures dans le contexte de la vertèbre instrumentée, les dimensions des pédicules ont également été mesurées. Ces trois dernières mesures sont expliquées ci-dessous.

La position de l'axe du trou percé par rapport au centre du pédicule est enregistrée, sur une coupe médiane du pédicule. Cette position permet de savoir si le trou a été percé au centre du pédicule ou est décalé vers une des quatre régions suivantes : inférieure, supérieure, latérale (côté latéral de la vertèbre) et médiale (du côté de la moelle épinière). Si les trous sont externes aux pédicules, ils sont aussi classés en fonction d'une des

mêmes quatre régions et la hauteur de corde de sortie du foret de perçage est mesurée avec un vernier. Le tableau 2.4 résume les différents cas de la position du trou de perçage possible par rapport aux parois du pédicule. Le pédicule y est schématisé par une coupe tandis que le symbole  représente la position de la moelle épinière. Ce relevé est fait pour chaque pédicule, gauche et droit, de chaque niveau vertébral et pour tous les spécimens utilisés.

**Tableau 2.4 - Symboles utilisés pour situer le trou par rapport au pédicule**

	TROU AU CENTRE	TROU DANS LA ZONE SUPÉRIEURE		TROU DANS LA ZONE MÉDIALE		TROU DANS LA ZONE INFÉRIEURE		TROU DANS LA ZONE LATÉRALE	
		INTERNE	EXTERNE	INTERNE	EXTERNE	INTERNE	EXTERNE	INTERNE	EXTERNE
Pédicule gauche									
Pédicule droit									

De ces résultats, différents indices sont calculés. Le premier est le taux de succès de placement des trous de perçage dans les pédicules. Un succès est déterminé lorsque le trou se trouve à l'intérieur du pédicule ou que la paroi du trou sorte du pédicule d'une hauteur inférieure ou égale à 1 mm. En effet, dans une zone de 1 mm autour du pédicule, il n'y a pas de structure pouvant être blessée (paragraphe 1.1.3) [Ebraheim et coll., 1997]. Ce taux de succès est calculé en fonction des niveaux vertébraux et des spécimens. La répartition des régions de sortie et de décalage sont calculées. À partir des hauteurs de cordes relevées, la hauteur moyenne ainsi que l'écart type de chaque niveau vertébral sont calculés.

La taille des pédicules d'un spécimen pour tous les niveaux vertébraux (hauteur et largeur) a été mesurée. Étant donné que tous les spécimens sont identiques (même numéro de produit), les mêmes dimensions sont supposées pour toutes les colonnes.

La position du point d'entrée et les angles des trous percés sont relevés pour chaque spécimen et chaque niveau vertébral, dans les plans frontal, transverse et sagittal, aussi bien pour les pédicules gauches que droits. Les angles servent à connaître les orientations des perçages obtenus par rapport aux angles des perçages calculés (cibles) par le logiciel d'analyse. Le calcul des valeurs cibles a été fait avec les paramètres de réglage présentés au tableau 2.3, et les équations 2.5 et 2.6 de calcul de ces paramètres. Les angles limites calculés sur le modèle numérique dans le plan transverse correspondent à des axes de perçage permettant de traverser le pédicule de façon tangente à ses parois, à la fois au début et à la fin du pédicule. Cependant, l'angle donnant une direction médiale-latérale doit passer par le corps vertébral, chaque droite limite doit passer par le centre du pédicule et la position de l'axe doit tenir compte du diamètre du trou percé. Pour le plan sagittal, la droite limite qui passe par le centre du pédicule, doit rester dans le pédicule et est dirigée vers l'intersection entre les faces supérieures et inférieures du corps vertébral avec sa surface antérieure. Les angles relevés sont comparés aux valeurs cibles. Pour cela, tous les résultats rapportés sont les différences entre l'angle visé et l'angle de l'axe du trou percé. Les moyennes et écart-types de ces différences sont calculés pour chaque niveau vertébral, en séparant les pédicules gauches et droits, dans les plans transverse (XY) et sagittal (XZ). Enfin, la position des points d'entrée est relevée. Cette position est donnée par rapport à la position déterminée par la technique de Roy-Camille [1986].

Aucun relevé n'a été fait sur la profondeur du trou percé car il n'avait pas été demandé au chirurgien de percer à une profondeur définie. Aussi, aucun relevé n'a été pris sur la position des points d'appui ponctuel et semi-circulaire obtenus sur les vertèbres après le recalage du guide.



## **CHAPITRE 3**

### **GUIDE PAR RECALAGE POINTS-SURFACE : EXPÉRIMENTATION ET DISCUSSION DES RÉSULTATS**

Ce chapitre présente les résultats expérimentaux obtenus lors de l'utilisation du second guide pour percer des trous pédiculaires sur des spécimens synthétiques. Ces résultats sont ensuite discutés.

#### **3.1 Résultats expérimentaux obtenus avec le second design**

##### **3.1.1 Utilisation du second guide par un chirurgien**

L'expérimentation s'est déroulée selon les étapes et l'ordre prévus. La figure 3.1 montre des photos prises au cours de l'expérimentation.

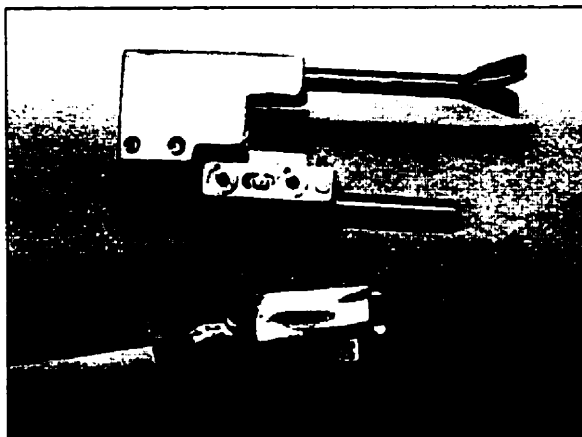


**Figure 3.1 - Perçage des pédicules à l'aide du guide par le docteur Hubert Labelle**

Lors du perçage des pédicules droits, la première série de vis, avec une soudure en porte-à-faux, a été utilisée. Les vis de réglage horizontales se déformaient beaucoup

(flexion de 4 à 5 mm au bout des vis) affectant ainsi leur parallélisme (figure 3.2) et la position du support vertical par rapport à la vertèbre. La déformation intervenait surtout au niveau de la soudure des vis. Entre certains essais ou lors du réglage des vis pour un changement de niveau, les vis devaient être cintrées manuellement pour corriger les flexions, retrouver des axes linéaires et parallèles permettant ainsi leur ajustement.

Lors du démontage du guide pour passer de la configuration de perçage à droite à la configuration à gauche, les deux vis horizontales ont cédé au niveau de la soudure. Une seconde série avec une soudure sous la tête de vis a alors été installée sur le guide. Une fois assemblé, la soudure des vis de réglage horizontales se trouvait alors dans le support sur-épineuse et non plus en porte-à-faux. Ces deux nouvelles vis étaient beaucoup plus rigides que les premières. Elles ont été utilisées pour tous les perçages des pédicules gauches, qui ont été faits 4 jours après les pédicules droits. La flexion observée lorsqu'elles étaient fortement sollicitées était beaucoup plus petite, moins de 1 mm, et les axes des vis restaient linéaires et parallèles entre eux. Les autres conditions de perçage pour les pédicules gauches étaient les mêmes que pour les droits.



**Figure 3.2 - Déformation de la première série de vis horizontales**

Le niveau L1 du 7<sup>ème</sup> spécimen n'a pas été percé car il ne disposait pas d'apophyse épineuse. Cette dernière avait été brisée lors de la manipulation de la colonne avant les essais expérimentaux.

Le temps nécessaire à l'ajustement du guide et à la vérification des dimensions réglées varie de 3 à 5 minutes par configuration. Le temps d'utilisation, comprenant l'installation, la vérification du point d'entrée obtenu et le perçage est d'environ 1 minute par configuration.

Le point d'appui semi-circulaire servait d'appui au guide et le chirurgien se fiait à cet appui pour évaluer le recalage du guide. Par contre, le docteur Labelle n'a trouvé que peu d'utilité au second point d'appui ponctuel et ne s'en servait pas. De plus, ce point d'appui était difficile à ajuster : le contact obtenu empêchait un bon positionnement du guide ou aucun contact n'était obtenu. Ce point de contact ponctuel ne fut pas conservé pour le perçage des pédicules gauches.

### 3.1.2 Mesures des pédicules

Les pédicules de quatre vertèbres lombaires, L1-L4, d'un des spécimens utilisés pour l'expérimentation ont été mesurés. Le tableau 3.1 présente les résultats obtenus. H représente la hauteur du pédicule et L sa largeur. Les résultats sont classés en fonction des niveaux vertébraux et les niveaux gauches et droits sont séparés.

**Tableau 3.1 - Taille des pédicules des spécimens utilisés**

	L1 - G		L1 - D		L2 - G		L2 - D		L3 - G		L3 - D		L4 - G		L4 - D	
	H	L	H	L	H	L	H	L	H	L	H	L	H	L	H	L
Dimensions	16.8	9.5	18.8	10.8	14.8	10.0	16.8	10.3	17.5	11.5	17.0	10.6	15.4	14.9	14.5	12.8
Rapport H/L	1.77		1.74		1.48		1.63		1.52		1.6		1.03		1.13	

### 3.1.3 Analyse de la position de placement des trous

La précision de placement des trous de perçage a été analysée en mesurant la position des parois du cylindre du trou percé par rapport aux parois du pédicule. Les relevés des

positions de perçage dans les pédicules sont présentés au tableau 3.2. Les positions sont tabulées en fonction du spécimen, des niveaux vertébraux et des côtés gauche et droit.

En analysant tous les résultats répertoriés, la plus grande partie des erreurs a été commise sur L3-D, qui compte pour 55 % des erreurs et 57.2 % du cumul des erreurs alors que ce niveau ne représente que 12.9 % des trous percés. Une vérification post-expérimentale des réglages de perçage utilisés a permis d'identifier une erreur de réglage lors de l'expérimentation. Les résultats obtenus sur L3-D sont donc biaisés et ne sont pas retenus pour l'analyse des résultats expérimentaux.

Sur l'ensemble des trous percés sauf L3-D (61), 91.8 % (56) ont été percés avec succès, c'est à dire ne sortant pas plus d'un millimètre du pédicule (paragraphe 2.6.6). 52.5 % (32) des axes des trous passent par une zone centrale au pédicule (position optimale interne au pédicule), et 39.3 % (24) sont internes au pédicule mais décentrés vers une des quatre régions identifiées ou sortent de moins d'un millimètre du pédicule (sortie non critique autour du pédicule). Il faut remarquer ici que les pédicules des vertèbres utilisées ont une forme ovale. Les zones considérées pour les décalages inférieurs et supérieurs sont donc plus petites que celles pour les sorties latérales et médiales car le rapport hauteur sur largeur des pédicules varie de 1.03 (L4) à 1.77 (L1) à gauche et de 1.13 (L4) à 1.74 (L1) à droite (tableau 3.1).

En différenciant les taux de succès de placement pour les pédicules gauches et droits (sans L3-D), 92.3 % (24) des trous dans les pédicules droits sont bien placés tandis que 91.4 % (32) des trous dans les pédicules gauches sont internes aux pédicules.

Tableau 3.2 - Position des parois des trous dans les pédicules

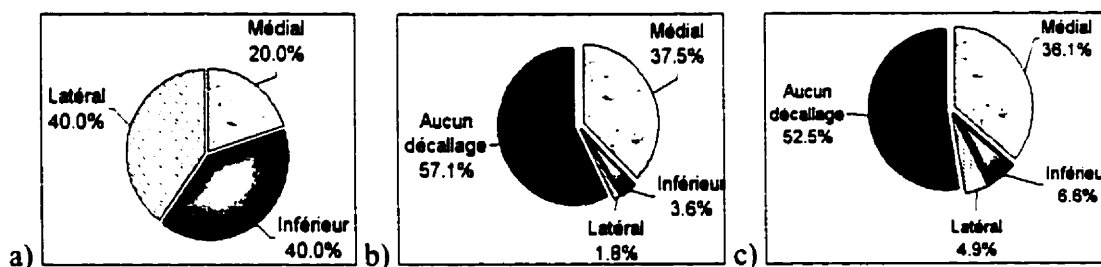
SPÉCIMEN	L1 - G	L1 - D	L2 - G	L2 - D	L3 - G	L3 - D	L4 - G	L4 - D
n° 1								
n° 2								
n° 3								
n° 4								
n° 5								
n° 6								
n° 7	Non percé	Non percé						
n° 8								
n° 9								

Pour les trous répondant à la définition d'un succès (interne au pédicule ou dépassant de moins de 1 mm), la majorité (57.1 %) est dans la zone centrale du pédicule, 37.5 % (21) sont décalés dans la partie médiale du pédicule (figure 3.3 b). Les autres décalages sont inférieurs (3.6 %) et latéraux (1.8 %). Aucun trou percé dans la partie supérieure du pédicule n'a été répertorié. Cette même analyse, faite sur les trous externes au pédicule

<sup>10</sup> Effleurement de la paroi du pédicule de  $\epsilon < 0.1$  mm ;

(figure 3.3 a) montre que les côtés de sortie sont soit latéral (40 %) ou inférieur (40 %). 20 % des trous sortis du pédicule de plus d'un millimètre le sont dans la partie médiale. Aucune sortie dans la partie supérieure n'a été observée.

La répartition du côté de déviation pour les 61 trous (figure 3.3 c) montre que 36.1 % des trous sont décalés vers la partie médiale, 6.6 % des axes sont décalés vers la partie inférieure et 4.9 % dans la partie latérale.

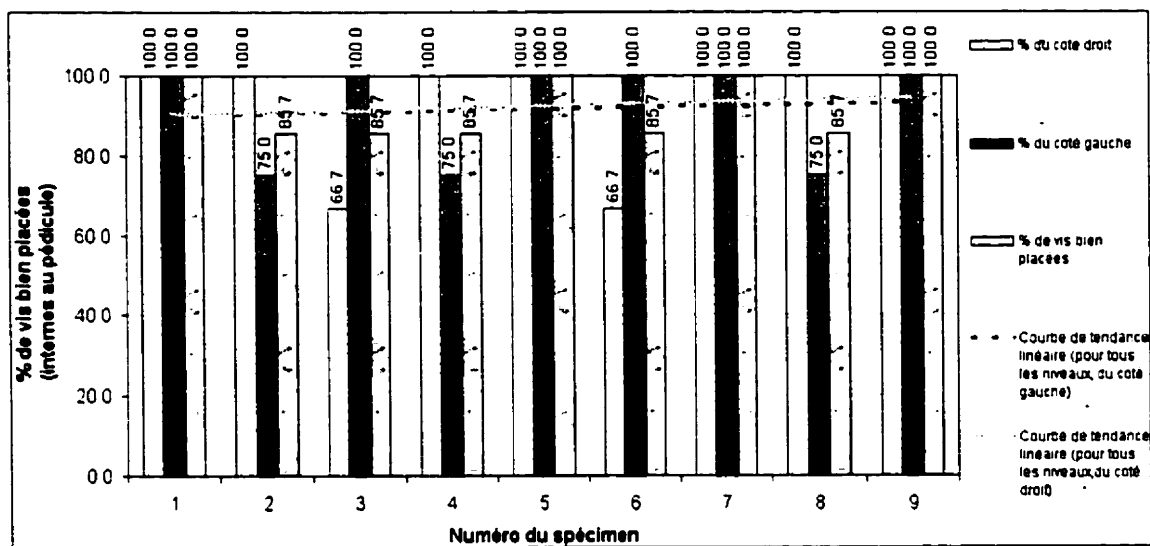


**Figure 3.3 - a) Répartition du côté de sortie (pour les vis externes au pédicule)**

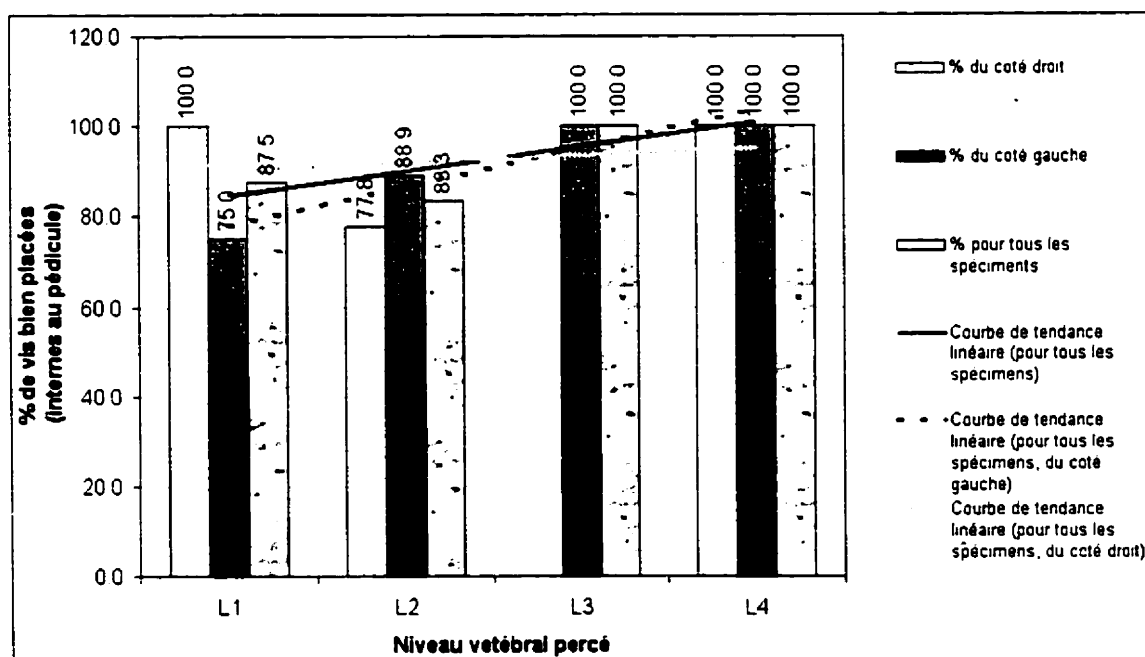
**b) Répartition du côté de décalage (pour les vis internes au pédicule)**

**c) répartition du côté de déviation pour les 61 trous**

L'analyse du taux de succès de placement en fonction des spécimens (figure 3.4) montre des taux de réussite variant de 75 % à 100 %, à l'exception des spécimens 3 et 7 à droite où le taux de succès de placement est de 66.7 %. Les courbes de tendance linéaire du taux de succès de placement à droite et à gauche montrent une petite augmentation du taux de succès de placement (pente  $m=0.42$  à gauche et  $m=0.56$  à droite, coefficient de corrélation  $R^2=0.008$  à gauche et  $R^2=0.011$  à droite) en fonction du spécimen. Les courbes de tendances de chaque côté sont pratiquement confondues malgré un délai de quatre jours entre les deux essais. Pour les spécimens 1, 5, 7 et 9, il n'y a pas de différence au niveau du taux de succès entre les pédicules gauches et droits. Tous les trous sont bien placés (100 % de taux de succès).



**Figure 3.4 - Taux de succès de placement des vis pédiculaires en fonction du spécimen**



**Figure 3.5 - Pourcentage de placement des vis pédiculaires en fonction du niveau vertébral**

L'analyse du taux de placement en fonction du niveau vertébral est présenté à la figure 3.5. Pour le côté droit (côté percé en premier lors de l'expérience), 100 % des trous sont bien placés au niveau L1, 77.8 % des trous sur L2 et 100 % sur L4. À gauche, le taux de succès est de 75 % pour L1, 88.9 % pour L2, 100 % pour L3 et L4. Sauf pour L1, le taux de succès à gauche est égal ou supérieur au taux de succès à droite. Les courbes de tendance linéaire pour le côté gauche et pour le côté droit montrent une amélioration du taux de placement ( $m=8.61$ ,  $R^2=0.878$  à gauche ;  $m=1.59$ ,  $R^2=0.036$  à droite), en allant de L1 à L4. Ces courbes reflètent la phase d'apprentissage de l'utilisation du guide car l'ordre L1 à L4 correspond à l'ordre de perçage des vertèbres.

Le tableau 3.3 présente, pour tous les niveaux où les vis sont mal placées (y compris pour les sorties du pédicule de moins de 1 mm), la moyenne des hauteurs et corde et l'écart type sur ces hauteurs.

**Tableau 3.3 - Moyennes et écarts-types de hauteurs de corde des trous hors pédicules en mm**

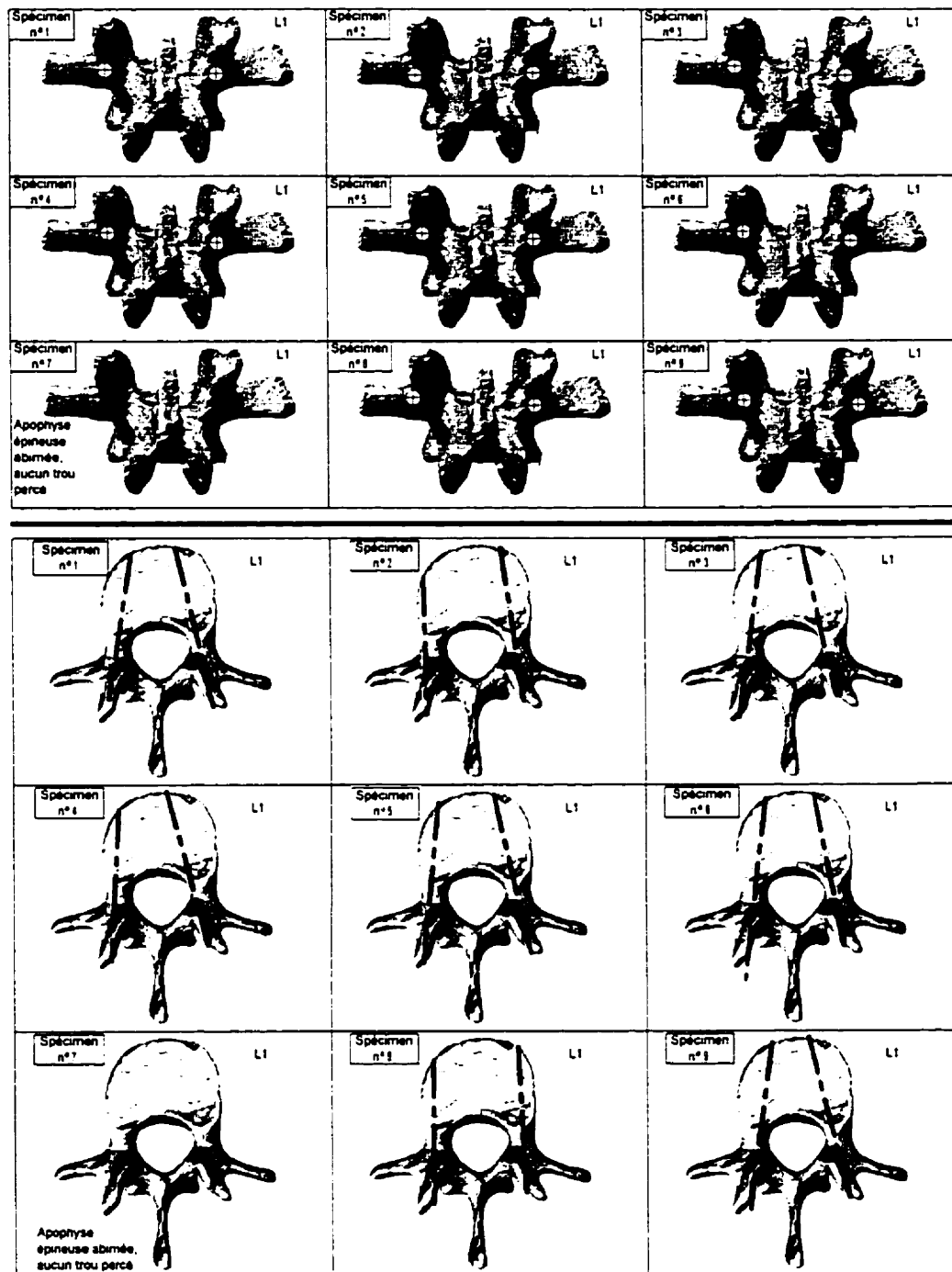
	L1-G	L1-D	L2-G	L2-D	L3-G	L3-D	L4-G	L4-D
Erreurs moyenne de placement	1.70	0.40	0.97	1.06	0.33	2.39	0	0
Écart type	0.42	0.14	0.25	0.57	0.23	1.01	0	0

Si l'on considère tous les trous percés à l'extérieur du pédicule, l'erreur moyenne globale est de 0.89 mm et l'écart type de 0.57 mm. 60 % des erreurs ont été commises lors des perçages à droite (premier côté percé) contre 40 % à gauche.

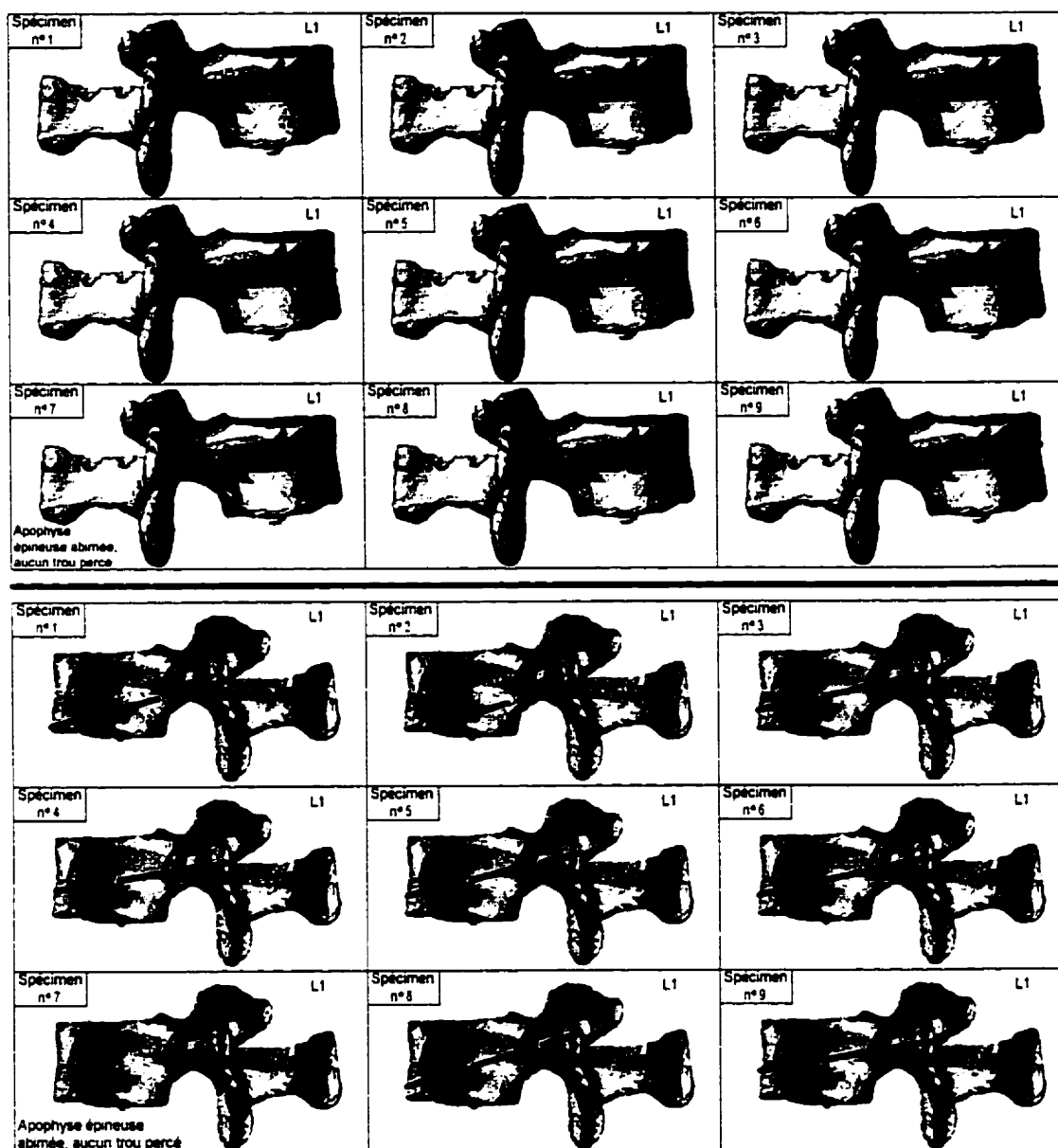
### **3.1.4 Analyse du point d'entrée et de l'orientation des axes des trous percés dans les pédicules**

Les figures 3.6 et 3.7 présentent un relevé de la position du point d'entrée et de l'axe de perçage dans les pédicules gauches et droits, dans les plans transverse et sagittal pour la vertèbre L1. Les figures illustrant les niveaux L2 à L4 sont présentées à l'annexe E.





**Figure 3.6 - Points d'entrée et axes des trous percés dans le plan transverse pour L1**



**Figure 3.7 - Axes des trous percés à droite (en haut) et à gauche (en bas) dans le plan sagittal pour L1**

La position relative des points d'entrée par rapport à la position du point d'entrée suggérée par la technique de Roy-Camille [1986] est présentée au tableau 3.4 et la distance moyenne ainsi que l'écart-type au tableau 3.5.

**Tableau 3.4 - Position (en mm) du point d'entrée par rapport au point d'entrée suggéré avec la technique de Roy-Camille (inf indique un décalage inférieur, sup supérieur, lat latéral et med médial par rapport au point d'entrée de Roy-Camille)**

SPÉCIMEN	L1 - G		L1 - D		L2 - G		L2 - D		L3 - G		L3 - D		L4 - G		L4 - D	
	$\Delta y$	$\Delta z$	$\Delta y$	$\Delta z$	$\Delta y$	$\Delta z$	$\Delta y$	$\Delta z$	$\Delta y$	$\Delta z$	$\Delta y$	$\Delta z$	$\Delta y$	$\Delta z$	$\Delta y$	$\Delta z$
n° 1	lat 2	0	lat 3	inf 1	lat 2	0	lat 2	sup 1	lat 1	0	lat 1	inf 2	inf 0	3	0	inf 1
n° 2	lat 3	inf 2	lat 2	inf 1	lat 2	sup 2	0	0	lat 1	0	inf 0	1	inf 0	2	0	inf 1
n° 3	lat 2	0	lat 2	inf 1	lat 2	0	inf 0	2	inf 0	2	lat 1	inf 2	0	0	med 2	0
n° 4	lat 2	sup 1	inf 0	1	lat 3	0	lat 1	0	lat 3	inf 2	inf 0	1	0	0	0	0
n° 5	lat 2	sup 1	lat 1	inf 1	lat 3	0	0	0	lat 2	inf 2	med 1	0	inf 0	1	0	inf 1
n° 6	lat 3	sup 1	lat 3	inf 2	lat 2	sup 1	inf 0	1	lat 3	inf 2	lat 1	inf 1	lat 2	inf 1	lat 2	inf 1
n° 7					lat 2	0	0	0	lat 2	inf 2	inf 0	2	inf 0	1	0	0
n° 8	lat 4	sup 1	lat 3	inf 2	lat 2	0	lat 1	inf 1	inf 0	3	inf 0	2	inf 0	1	med 2	inf 1
n° 9	lat 3	sup 1	lat 4	0	lat 3	0	lat 2	0	lat 2	0	lat 1	inf 2	0	0	0	0

**Tableau 3.5 - Moyennes et écarts-types (mm) des distances entre les points d'entrée mesurés par rapport au point d'entrée déterminé avec la technique de Roy-Camille**

	L1 - G		L1 - D		L2 - G		L2 - D		L3 - G		L3 - D		L4 - G		L4 - D	
Distance moyenne	$\Delta y$	$\Delta z$	$\Delta y$	$\Delta z$	$\Delta y$	$\Delta z$	$\Delta y$	$\Delta z$	$\Delta y$	$\Delta z$	$\Delta y$	$\Delta z$	$\Delta y$	$\Delta z$	$\Delta y$	$\Delta z$
	2.33	0.78	2.00	1.00	2.33	0.33	0.67	0.56	1.56	1.44	0.56	1.44	0.22	1.00	0.67	0.56
Écart type	1.12	0.67	1.41	0.71	0.50	0.71	0.87	0.73	1.13	1.13	0.53	0.73	0.67	1.00	1.00	0.53

Les angles des axes des trous de perçage mesurés dans les plans XY et XZ et les valeurs cibles associées sont présentés dans les tableaux 3.6 et 3.7. Les angles limites minimum et maximum définissant un corridor de perçage sont aussi présentés dans ces tableaux.

**Tableau 3.6 - Angles des axes des trous percés dans le plan XY**

SPÉCIMEN	L1 - G	L1 - D	L2 - G	L2 - D	L3 - G	L3 - D	L4 - G	L4 - D
1	10°	13°	7°	8°	12°	17°	15°	12°
2	-1°	9°	5°	6°	15°	20°	12°	16°
3	8°	14°	7°	10°	20°	15°	12°	9°
4	4°	15°	8°	10°	11°	20°	7°	12°
5	6°	14°	5°	15°	7°	19°	12°	14°
6	7°	11°	8°	14°	13°	20°	13°	13°
7			4°	1°	13°	16°	8°	16°
8	0°	4°	13°	14°	13°	12°	9°	12°
9	7°	14°	9°	10°	11°	20°	12°	13°
Moyenne	5.1	11.8	7.3	9.8	12.8	17.7	11.1	13.0
Max	10.0	15.0	13.0	15.0	20.0	20.0	15.0	16.0
Min	-1.0	4.0	4.0	1.0	7.0	12.0	7.0	9.0
Cible	10.3°	10.3°	10.5°	10.5°	10.2°	10.2°	10.2°	10.2°
Angle limite max	27.0°	28.0°	34.0°	32.0°	38.0°	40.0°	32.0°	30.0°
Angle limite min	-8.0°	-7.0°	-8.0°	-7.0°	-7.0°	-6.0°	-9.0°	-5.0°

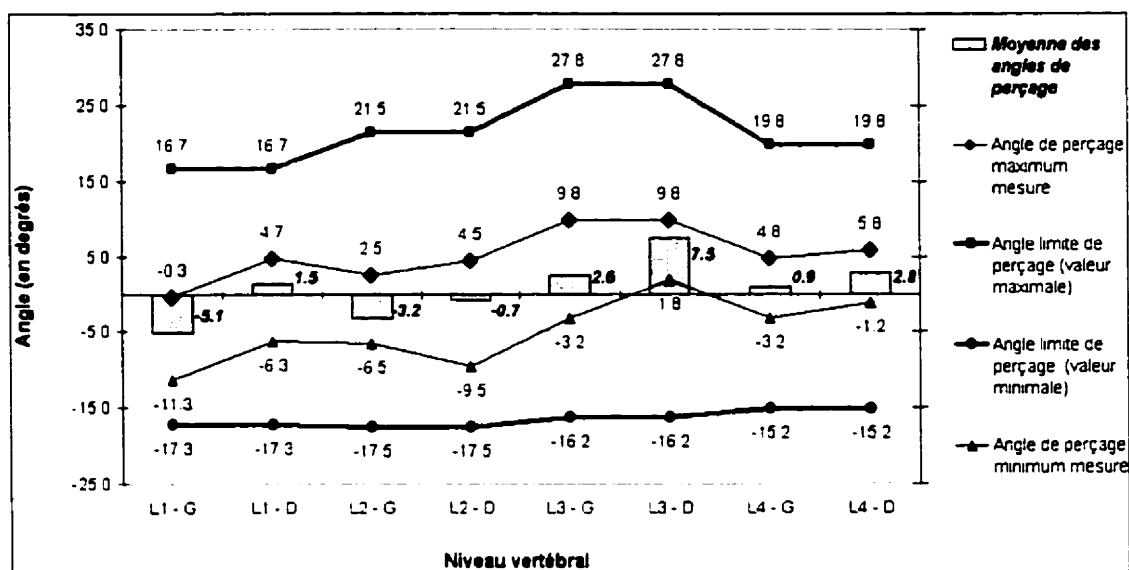
Les cibles pour le côté gauche sont les mêmes que pour le côté droit car les mêmes valeurs de réglage ont été utilisées pour vérifier la visée obtenue avec le guide.

Les différences entre les angles visés et les angles de l'axe percé tels que mesurés sont présentées aux figures 3.8 et 3.9. Sur ces figures, pour chaque niveau vertébral, la cible a été ramenée à zéro et les angles limites déplacés en fonction des cibles spécifiques à chaque niveau.

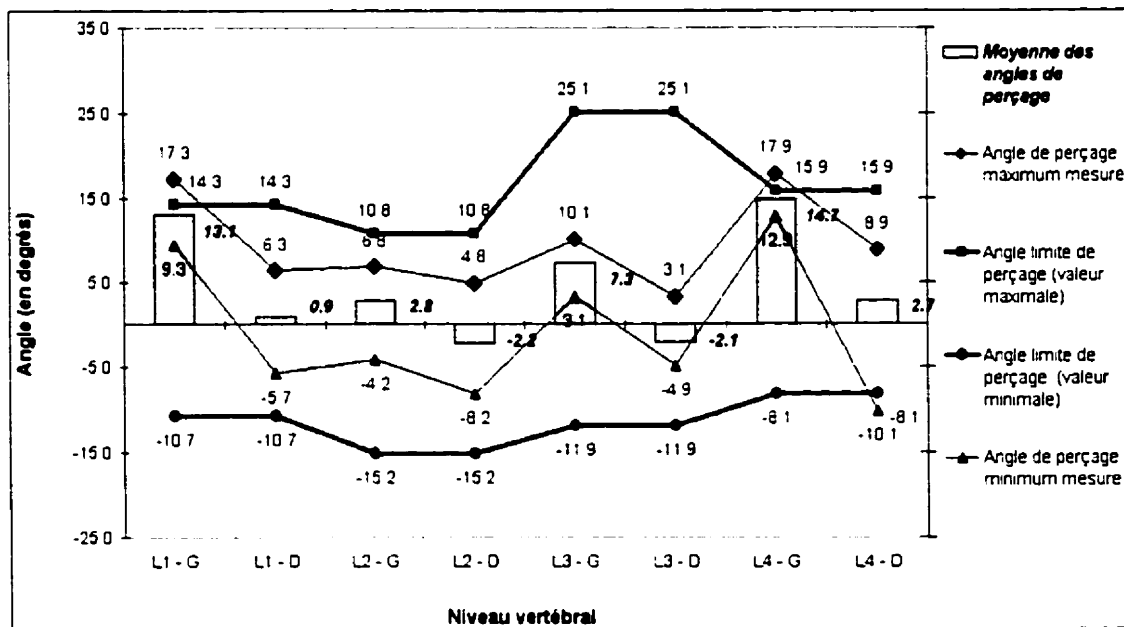
**Tableau 3.7 - Angles des axes des trous percés dans le plan XZ**

SPÉCIMEN	L1 - G	L1 - D	L2 - G	L2 - D	L3 - G	L3 - D	L4 - G	L4 - D
1	15°	4	5	4	7	-1	9	3
2	17°	3	7	-6	7	-3	12	1
3	12°	4	6	5	4	-4	9	5
4	9°	0	3	-5	7	-5	12	4
5	15°	-3	4	-7	4	-5	12	3
6	12°	-3	-3	-1	1	-7	12	-14
7			4	3	6	-7	14	-6
8	12°	6°	-4	-8	2	1	9	-3
9	10°	-6°	5	-3	8	-7	9	-3
Moyenne	12.8	0.6	3.0	-2.0	5.1	-4.2	10.9	-1.1
Max	17.0	6.0	7.0	5.0	8.0	1.0	14.0	5.0
Min	9.0	-6.0	-4.0	-8.0	1.0	-7.0	9.0	-14.0
Cible	-0.3°	-0.3°	0.2	0.2	-2.1	-2.1	-3.9	-3.9
Angle limites max	14.0°	14.0°	11.0	11.0	23.0	23.0	12.0	12.0
Angle limites min	-11.0°	-11.0°	-15.0	-15.0	-14.0	-14.0	-12.0	-12.0

Dans le plan XY, les angles mesurés sont toujours à l'intérieur du corridor défini pour le perçage (figure 3.8). Ainsi, les moyennes des différences pour les pédicules droits varient de  $-0.7^\circ$  (pour L2-D) à  $2.8^\circ$  (pour L4-D) pour un écart de  $3.5^\circ$  (L3-D n'est pas pris en compte). Pour les pédicules gauches, les valeurs minimale et maximale sont respectivement de  $-5.1^\circ$  (L1-G) et  $2.6^\circ$  (L3-G), pour un écart de  $7.7^\circ$ . La moyenne non signée la plus grande est  $5.1^\circ$  (L1-G) tandis que les plus petites sont L2-D ( $0.7^\circ$ ) et L4-G ( $0.9^\circ$ ). L'analyse des résultats par niveau entre les différences gauches et droites montrent que les moyennes les plus similaires sont obtenues au niveau L4 avec  $1.9^\circ$  d'écart tandis que la plus grande différence gauche-droite est observée sur L1 avec  $6.6^\circ$ . Le tableau 3.8 présente les moyennes des différences ainsi que les écarts-types associés. Ces derniers varient de  $2.2^\circ$  sur L4-D à  $4.4^\circ$  sur L2-D, dans le plan XY.



**Figure 3.8 - Différences entre l'angle visé et l'axe percé telles que mesurées dans le plan XY**



**Figure 3.9 - Différences entre l'angle visé et l'axe percé telles que mesurées dans le plan XZ**

Dans le plan XZ, tous les angles mesurés sont à l'intérieur du corridor prévu sauf pour les niveaux L1-G, L4-G et L4-D où les écarts avec le corridor sont de 3°, 2° et 1° respectivement (figure 3.9). Le dépassement du corridor se fait du côté inférieur pour L4-D alors qu'il se fait du côté supérieur pour les 2 autres. Sur ces trois niveaux, si le trou était percé selon ces angles et trop profondément, il perforerait un disque intervertébral.

**Tableau 3.8 - Moyennes et écarts-types des différences entre les angles visés et les angles cibles, dans les plans XY et XZ**

		L1 - G	L1 - D	L2 - G	L2 - D	L3 - G	L3 - D	L4 - G	L4 - D
Plan XY	Moyenne des différences	-5.1	1.5	-3.2	-0.7	2.6	7.5	0.9	2.8
	Écart type des différences	3.9	3.7	2.7	4.4	3.5	2.9	2.6	2.2
Plan XZ	Moyenne des différences	13.1	0.9	2.8	-2.2	7.3	-2.1	14.7	2.7
	Écart type des différences	2.7	4.3	3.9	5.0	2.5	2.8	1.9	6.1

Les moyennes des différences entre les angles visés et les angles cibles dans le plan XZ varient pour les trous droits de -2.2° (L2-D) à 2.7° (L4-D) donnant un écart de 4.9°. À gauche, les différences vont de 2.8° (L2-G) à 14.7° (L4-G) avec un écart de 11.9°. Les écarts gauche-droite pour un même niveau varient de 5° (L2) à 12.2° (L1). Les écarts-types sur les différences (tableau 3.8) varient de 1.9° sur L4-G (moyenne de 14.7°) à 6.1° sur L4-D (moyenne de 2.7°).

### 3.2 Discussion

Le taux de succès de placement obtenu pour le placement des vis pédiculaires est de 91.8 % pour tous les trous percés, et il n'existe que peu de différence entre les pédicules gauches et droits : le taux de succès à gauche (91.4 %) est similaire au taux à droite (92.3 %). Statistiquement, cette différence de taux de succès montre qu'il y a égalité entre les deux groupes et il est possible de conclure que les taux de succès gauche et droit sont identiques (test de Student bilatéral pairé, sans L3). Le taux de succès global est supérieur au taux de succès obtenu par Farber et coll. [1995], pour un échantillon de taille similaire

(74 contre 61 ici). Les droites de tendance calculées de L1 à L4 représentent une évolution temporelle de l'expérience car l'ordre de présentation des vertèbres au chirurgien allait de L1 à L4. Ces courbes représentent donc la phase d'apprentissage de l'utilisation du guide. Pour le perçage à droite, ce phénomène est masqué par les problèmes de rigidité, mais pour les pédicules gauches, l'augmentation du taux de réussite de L1 à L4 semble être liée à la maîtrise de l'utilisation du guide. Ce dernier facteur n'est pas le seul facteur explicatif. Les sections des pédicules L2-L3 sont ovales avec un rapport de hauteur sur largeur d'environ 3:2 contre 3.5:2 pour L1. Les pédicules de L1 donc sont moins larges que ceux de L2 et L3. Il est donc plus difficile de percer selon une orientation médio-latérale pour L1 que pour les deux autres niveaux L2-L3.

Le niveau L4 est analysé indépendamment des trois autres niveaux car le taux de succès y est maximum, soit 100 % à gauche comme à droite, malgré les déformations des vis à droite. Ceci peut s'expliquer partiellement par le fait que les pédicules de L4 sont pratiquement circulaires (rapport H/L se rapprochant de 1.1:1). De plus, à ce niveau, le pédicule est plus large qu'aux niveaux L1-L3 d'au moins 2 mm à droite et jusqu'à 3.4 mm à gauche. Enfin l'étude de Rampersaud et coll. [2001] montre qu'à ce niveau, il y a plus de jeu possible pour le placement qu'avec L1-L3 : 3 mm d'erreur d'entraxe transverse et  $9.8^\circ$  de jeu en rotation (non cumulables). Les résultats obtenus pour les erreurs d'angle de l'axe percé sur L4 sont inférieurs à  $2.8^\circ \pm 2.2^\circ$  dans le plan XY de même que sur L4-D dans le plan XZ (avec un écart-type de  $6.1^\circ$ ). Par contre l'erreur d'orientation sur le plan XZ à gauche (L4-G),  $14.7^\circ \pm 1.9^\circ$  en moyenne, montre que le perçage n'est pas ciblé sur ce côté. L'orientation de perçage ciblé a donc été atteinte avec le guide dans le plan XY, le plan le plus critique, mais reste difficile à obtenir dans le plan XZ. Cependant, cette erreur n'entraîne que peu de décalages vers le bas (quatre décalages dont trois sur des pédicules gauches).

L'erreur sur L3-D permet de conclure qu'il faudrait améliorer le système de réglage, entre autres la technique de vérifications des distances ajustées, et peut-être inclure au guide un système de contrôle des réglages.



L'analyse des erreurs et des déviations des trous percés montre que lorsqu'une erreur de placement se produit, elle est dans la majorité des cas médiale. Par contre, dans le plan XY, il n'existe pas de rotation excessive de l'axe du trou percé vers le canal médullaire. Les décalages médiaux des axes de perçage sont donc des déplacements parallèles de l'axe par rapport à la droite optimale visée. Le déplacement ne vient donc pas d'une déformation du guide. Les décalages médiaux peuvent être dus soit à un problème de réglage des vis ajustées trop courte, soit à un problème de recalage du guide sur la vertèbre ou une combinaison de ces deux facteurs. Il faudrait donc faire d'autres expériences pour confirmer ce décalage, avec le même chirurgien de même qu'avec un autre chirurgien, et vérifier si ce décalage est reproduit de la même façon d'un essai à un autre et d'une personne à une autre. Si elle se reproduit d'un essai à un autre, et après avoir vérifié qu'il ne s'agit pas d'une erreur systématique dans la procédure de réglage (la façon dont la mesure de la longueur des vis d'ajustement est prise), il faudra modifier le réglage des vis horizontales pour compenser ce décalage (étape de calibration du guide).

La position des points d'entrée évaluée par rapport aux points d'entrée déterminés par la technique de Roy-Camille (nommée PETRC ci-dessous) donne une différence moyenne allant, pour tous les niveaux, de  $0.22 \pm 0.67$  mm à  $2.33 \pm 0.5$  mm, quel que soit le côté ou la direction observée (Y ou Z). Ces distances ne sont pas des indices de performance pour le guide puisque des études ont montré que le PETRC varie d'une vertèbre à une autre et que la technique de Roy-Camille n'est qu'une méthode pour se repérer sur la surface de la vertèbre mais pas nécessairement la plus efficace [Weinstein, 1992]. Les résultats montrent que pour les points d'entrée caudaux, le PETRC est applicable (L3 et L4). Dans la majorité des cas le point d'entrée obtenu avec le guide est plus latéral que le PETRC. Par contre, selon l'axe Z, les deux techniques semblent donner des points situés au même niveau.

## **CHAPITRE 4**

### **DISCUSSION**

Un guide chirurgical physique dont l'axe du support de perçage est ajustable et peut être aligné à l'axe du pédicule d'une vertèbre d'un patient une fois le guide recalé sur la surface postérieure de la vertèbre a été créé. Le protocole d'utilisation de ce guide utilise les mêmes étapes (acquisition, reconstruction, planification préopératoire et recalage peropératoire) que les systèmes de chirurgie assistée par ordinateur [Lavallée et coll., 1996]. Il permet d'enregistrer sur un objet, avant l'opération, la position et l'orientation d'une droite de perçage pédiculaire. Les bénéfices du perçage peropératoire avec un guide sont de donner au chirurgien de façon simple, des informations géométriques sur le pédicule même si ce dernier est non visible en étant situé sous la lame vertébrale lors d'une opération par approche postérieure. Par rapport aux systèmes de chirurgie assistée par ordinateur où quelques points sont palpés sur la surface postérieure de la vertèbre et demandent au chirurgien de visualiser un écran situé hors du champ opératoire, un guide permet au chirurgien de se concentrer sur le champ opératoire et ne demande qu'un seul geste, soit la mise en place du guide sur la vertèbre.

Le guide doit être considéré comme un outil d'aide pour le chirurgien et ne vient pas remplacer la nécessité de connaître la morphologie du pédicule et d'avoir un savoir-faire pour le perçage de trous pédiculaires, étant donné la complexité de la procédure et des risques associés. Aussi, l'utilisation pour la formation de résidents doit être contrôlée car cet outil est conçu pour optimiser et systématiser le mouvement de perçage et d'installation de vis, en vue d'améliorer la précision et la fiabilité de l'opération. Il faut donc éviter de se fier uniquement au guide pour trouver la direction de perçage optimale. Les résultats expérimentaux ont montré que ce guide a le potentiel de diminuer les risques de blessures nerveuses et vasculaires liées à la pose de vis pédiculaires de même que les complications per- et postopératoires associées, en limitant les perforations de l'os cortical lors du perçage.

Le design développé est original car le recalage point-surface est un design innovateur et, à la connaissance de l'auteur, n'a pas d'antécédent pour un guide vertébral. Les guides de Radermacher [Birnbbaum et coll. 2001] utilisent uniquement un contact surface-surface complet ou partiel. Ce type de recalage (points-surface) réduit les problèmes de recalage par rapport aux guides existant car il réduit au minimum les surfaces de contact entre le guide et la vertèbre. L'originalité du second design vient aussi de la possibilité de faire varier l'orientation et la position des pièces de support de perçage en fonction de la droite de perçage défini, permettant ainsi d'avoir un guide réutilisable pour plusieurs vertèbres et pour plusieurs patients. Ce mécanisme, à la connaissance de l'auteur, est aussi la première solution proposée pour un guide chirurgical. Enfin, le programme de calcul du guide ne nécessite comme entrant que le fichier movie issue de la reconstruction 3D de la vertèbre pour ajuster le guide. Radermacher et coll. [1998] utilisent une méthode semi-automatique de génération du modèle du guide, fournie avec DISOS. Seulement aucune donnée sur le temps nécessaire et la fiabilité de la reconstruction obtenue n'est donnée (de même que pour Van Brussel et Brown).

Le recalage du guide sur la vertèbre, comme pour les guides développés par Radermacher, Van Brussel et Brown, rencontrent les mêmes limites : un perçage dans la direction planifiée est tributaire de l'obtention d'un bon recalage entre le guide et la vertèbre. Sur les vertèbres à instrumenter, l'exposition des surfaces de contact demande un travail supplémentaire au chirurgien pour nettoyer et éliminer tous les tissus mous attachés aux surfaces osseuses en contact avec le guide (muscles, ligaments, ...) sans les endommager. Les débris sur la surface de contact ont un impact sur la précision de recalage affectant alors la précision de perçage. Cependant, le nombre réduit de points de contact entre le guide et la vertèbre pour le recalage limite la taille de la surface postérieure à préparer. Seulement, comme le précise Birnbbaum [2001], le temps de préparation nécessaire est légèrement supérieur (35 s en moyenne) au temps demandé pour les chirurgies sans assistance à cause du temps supplémentaire nécessaire au nettoyage des surfaces de contact.

Différents types d'erreurs et d'incertitudes entrent en compte dans l'utilisation du guide (tableau 4.1) et peuvent être classés en trois catégories. Les erreurs considérées sont des différences entre les observations et les positions visées ou optimales souhaitées. La première catégorie d'erreur est au niveau de l'acquisition des données CT-scan et de la détection des contours nécessaires à la reconstruction 3D. Les erreurs d'acquisition sont d'origine physique. Les erreurs de segmentation dépendent de la personne qui effectue la reconstruction et sont variables entre individus. La reconstruction 3D a fait l'objet de caractérisations par Aubin et coll. [1997]. La deuxième catégorie concerne la fabrication et l'assemblage des pièces du guide. Pour le guide de l'étude préliminaire, il s'agit d'erreurs cumulées lors de la fabrication du guide par PR (erreurs machine, anisotropiques). Pour le second guide, les erreurs sont celles dues au réglage des vis du guide selon les valeurs issues du programme d'analyse. Il faut aussi compter les jeux d'assemblage des pièces du guide, influencés par les erreurs de fabrication de chaque pièce du guide. Ces erreurs sont quantifiables et peuvent être compensées. La troisième catégorie concerne l'ajustement du guide et son recalage sur la vertèbre (erreur humaine et qualité des surfaces de recalage). Si un jeu existe lors du recalage du guide, une légère pression sur le guide installé sur la vertèbre permet de le rattraper. Enfin, il existe une incertitude quant à la définition de la direction optimale de perçage qui n'est pas définie de façon absolue. Esses et coll. [1999] la définissent comme étant l'axe du pédicule pour les vertèbres lombaires mais ils ne tiennent pas compte du type de pathologie pouvant affecter les vertèbres. Par exemple, les vertèbres scoliotiques ont un développement asymétrique où la combinaison de la cunéiformisation et de la rotation axiale affecte la géométrie du pédicule [Liljenqvist et coll., 2000]. La répartition des points de recalage et d'appui sur la surface postérieure, les plus éloignés possibles, donne un recalage plus stable et plus précis que des points proches les uns des autres. L'accès à ces points dépend de la taille de la surface exposée sur la vertèbre. Toutes ces erreurs, allant de l'acquisition à l'assemblage, se cumulent mais aucune information n'est disponible quant au mode de cumul ou à leur type de distribution. Ces erreurs peuvent être une combinaison de trois types d'erreurs, soit linéaire selon un des 3 axes X, Y ou Z, soit en

rotation autour d'un de ces trois axes ou un facteur d'échelle selon un des trois axes. Le tableau 4.1 résume les différents types d'erreurs possibles et en donne une première approximation. Toutes ces erreurs sont difficilement mesurables indépendamment les unes des autres mais leur cumul final et l'effet global sur la position de perçage suite au recalage ont été évalués dans ce projet. Malgré toutes les erreurs possibles, les résultats obtenus pour le taux de réussite indiquent que ces erreurs sont contrôlables. Au niveau clinique, la précision minimale nécessaire est donc respectée.

**Tableau 4.1 - Sources d'erreurs des étapes des protocoles d'utilisation des guides**

ÉTAPE	DESCRIPTION		SOURCE DE L'ERREUR	ÉVALUATION DE L'ERREUR
CT-scan	Facteur d'échelle : affecte la position de chaque point sur un plan		Machine	Épaisseur des tranches, 1 mm et intervalle de 1 mm ; Précision : $1.1 \pm 0.8$ mm [Aubin, 1997]
Reconstruction 3D de la vertèbre	Détection des contours et reconstruction : affecte la position des points, dépend de la résolution de l'image		Humaine et informatique	
	Erreurs de décimation et de lissage des vertèbres		Approximation	Contrôle sur le nombre final de triangles et le respect ou non de la topologie
Définition de la direction de perçage	La direction de perçage varie d'une personne à une autre et d'un essai à un autre		Humaine	<i>Incertitude dépendant du chirurgien</i>
	GUIDE PAR RECALAGE SURFACE-SURFACE	GUIDE PAR RECALAGE POINTS-SURFACE		
Fabrication et assemblage du guide	Erreur lors de la génération du fichier STL		Approximation	Hauteur d'erreur de corde max. <sup>11</sup>
		Erreur d'ajustement des vis de réglage	Humaine	Précision du vernier : $\pm 0.5$ mm
	Erreur de fabrication par PR	Erreur des pièces fabriquées (fixe) et jeux d'assemblage	Machine et/ou humaine	Fraisage : 0.15mm 3DP : 0.5 à 2 % selon axe et dimension
Recalage du guide	Erreur de recalage : erreur rigide pour tous les points du guide		Humaine	Inférieur à 1 mm [Radermacher, 1999]

<sup>11</sup> Ce paramètre peut être réglé en fixant une hauteur d'erreur de corde maximale ou une taille de triangle maximale dans CATIA 4.2.0

Dans la méthode développée, le point d'entrée découle du choix d'une direction de perçage selon l'axe du pédicule et son intersection avec la surface postérieure de la vertèbre. Cette approche diffère de la méthode de M. Radermacher [1998] où le positionnement du point d'entrée est l'étape de départ de la technique et la direction est définie en second lieu. Si le point d'entrée obtenu suite à la définition de la droite de perçage est trop latéral tel que vu à l'aide de la représentation graphique fournie par Matlab, il peut être déplacé de façon médiale en définissant une nouvelle direction de perçage passant par le centre du pédicule. Le point d'entrée et la droite de perçage sont donc liés mais leur ordre de définition est interchangeable ce qui explique l'inversion dans les étapes de calcul des paramètres de perçage entre les deux méthodes. La méthode de Radermacher [Birnbäum, 2001] et les résultats expérimentaux obtenus avec le second guide illustrent que la position du point d'entrée varie en fonction de l'orientation choisie dans le pédicule. Cette position peut être choisie afin de faciliter la mise en place de la tige tout en gardant une plus grande résistance au montage pédiculaire.

Le second guide peut être adapté à différents niveaux vertébraux lombaires et à différents patients, permettant ainsi de réduire les coûts variables de construction d'un outil du guidage à chaque perçage et ne conserve que des coûts fixes d'achats d'un ou de plusieurs guides. De plus, un guide physique est moins cher que qu'un système de CAO<sup>12</sup> (1500 \$ contre plus de 100 000 \$).

L'utilisation de vertèbres non pathologiques dans cette phase du développement a pour but de valider les choix de design avant de le tester sur des vertèbres scoliotiques. Bien que l'application visée pour ce guide soit en premier lieu l'opération d'une scoliose, ce guide pourrait être utilisé pour toute opération par approche postérieure nécessitant la pose d'une vis pédiculaire. Le processus de transfert permettant de passer de données issues d'un patient jusqu'à l'obtention d'un modèle physique peut aussi être utilisé pour

---

<sup>12</sup> Chirurgie assistée par ordinateur

toute autre partie anatomique nécessitant une opération avec guidage d'un outil chirurgical. Il est donc possible d'appliquer ce processus pour des opérations de hanche ou du genou par exemple.

Les guides développés sont prévus pour fonctionner sur les vertèbres lombaires. Cependant, le guide par recalage surface-surface peut facilement être adapté pour un perçage sur des vertèbres thoraciques car la surface d'appui est située principalement autour du point d'entrée. Le second guide ne peut être utilisé pour des vertèbres thoraciques sous sa forme actuelle car l'apophyse épineuse est très inclinée, vers le bas, et n'offre pas d'appui pour la pièce de recalage, le support sur-épineuse (pièce n° 1). Il faudrait revoir le mode d'appui sur l'apophyse épineuse et utiliser une autre référence que les points de tangence.

Une limite de l'utilisation du guide est la quantité de radiations à laquelle est exposé le patient pour obtenir une reconstruction 3D de bonne précision. Cependant, le CT-scan est le meilleur outil disponible pour observer les structures osseuses. Une étude de Kalender [2000] montre que la dose de radiations naturelles annuelles est de 2.4 mSv alors que celle nécessaire pour une planification opératoire est du même ordre de grandeur soit 3.9 mSv pour une opération pelvienne. Pour une opération d'une scoliose, il faut prendre des radiographies préopératoires, des radiographies peropératoires (quatre au minimum) de même que la radiographie pulmonaire postopératoire [Joncas, 2001]. Pour réduire cette quantité de radiations, l'imagerie par résonance magnétique pourrait être utilisée mais les technologies de seuillage d'images sur des IRM s'appliquent plus à la détection de tissus mous qu'à de l'os. La précision des méthodes d'imagerie médicale restera un problème.

Pour effectuer une modélisation en contexte, il a été nécessaire d'obtenir un modèle mathématique unique (un solide) de la vertèbre dans CATIA, par modélisation par surfaces frontières, à partir du modèle surfacique issu de la reconstruction 3D du CT-scan et enregistré dans un fichier movie. Au lieu de créer un solide, l'union de toutes les faces pour générer une peau serait une autre solution, mais la version du logiciel CATIA 4.2.0 utilisé dans ce projet ne permettait pas la multi-sélection de toutes les faces pour en

effectuer la réunion. D'autres techniques de modélisation auraient pu être utilisées telles que le krigage ou la description de la surface par une B-Spline surfacique à partir des points de la vertèbre. Il existe aussi une fonction dans CATIA 4.2.0, CLOUD, qui permet de reconstruire une surface à partir d'une série de points de contrôle (un nuage de points). Cependant, pour ces trois solutions, il est nécessaire d'avoir une série de points ordonnés ce qui n'est pas le cas des points fournis dans le fichier movie. De plus, pour le krigage, il n'existe pas d'interface permettant d'importer la surface (ou le volume) sur le logiciel CATIA. Pour reconstruire une surface avec un nuage de points, il faudrait que la surface à reconstruire soit réglée ou assez régulière, ce qui n'est pas le cas d'une vertèbre. Pour ces raisons, la modélisation par représentation frontalière a été choisie malgré la longueur du processus de reconstruction nécessitant une sélection manuelle de chaque face triangulaire de la vertèbre ( $n = 2\ 550$ ).

Différents formats de transfert de données de produits ont été envisagés pour le transfert des informations issues de la reconstruction tridimensionnelle vers un logiciel de CAO pour le développement des guides : STEP, IGES, STL et DXF. Des tests de transfert avec ces différents formats ont permis de sélectionner le format STEP. Le tableau 4.2 présente la taille des fichiers obtenus pour le transfert d'une vertèbre avec différents formats. Les fichiers de format STEP et STL ont été générés avec les programmes développés et présentés à la section 2.2.5 alors que le fichier de format DXF a été généré à partir du logiciel SliceOmatic. Tous les tests de transfert effectués sont des tests de transfert direct. Dans CATIA 4.2.0, la conversion des différents formats vers un modèle CATIA s'est fait avec les fonctions DXFCAT, STPCAT (AP203) et IGECAT. Le format DXF ne permet pas de récupérer la géométrie de la vertèbre sur CATIA. Ceci est dû au fait que pour décrire les entités triangulaires, le fichier DXF généré contient une entité en trois dimensions nommée « 3D\_face », décrivant les facettes, non supporté par l'outil de transfert. L'utilitaire IGECAT transformant les fichiers IGES en modèles CATIA ne permet pas de transférer des informations volumiques. Aussi, la méthode développée ne pourra pas supporter le transfert de volume si cette évolution est prévue. Pour cette raison, le format IGES n'a pas été retenu. Le format de fichier STL est un format de



fichier lié au prototypage rapide et ne permet pas de récupérer une géométrie éditable dans CATIA 4.2.0. Son utilisation est souvent à sens unique, allant du logiciel de conception vers la machine de prototypage rapide. Ainsi, le format de fichier qui a été retenu est STEP. Il permet de modéliser un grand nombre d'entités géométriques et topologiques mais sa limite est la taille du fichier généré. Lors de la création du fichier STEP, les éléments superposés ont été détectés et les doublons éliminés en vue de réduire la taille des fichiers. Seulement, CATIA régénère pour chaque face les entités filaires parentes recréant ainsi de nombreux éléments en double. La taille des modèles CATIA est donc grande (30 Mo pour le modèle de la vertèbre à 14 896 facettes et 13 Mo pour la version avec 2 550 facettes) ce qui en rend la manipulation difficile.

**Tableau 4.2 - Taille des fichiers Movie.BYU, STEP, DXF et STL de la vertèbre L3 reconstruite**

FORMAT DE FICHER	TAILLE DU FICHER EN KO POUR LE TRANSFERT DE LA VERTÈBRE	TAILLE FICHER/ TAILLE FICHER MOVIE
Movie.BYU	0.6 Mo (7 448 points, 14 896 triangles, 44 688 arêtes)	1.0
DXF	2,8 Mo	4.4
STL	3.9 Mo (ASCII) - 0.7 Mo (binaire)	6.3 (ASCII) - 1.2 (binaire)
STEP	17.6 Mo	28.2
STEP (après élimination des arêtes doubles)	13.5 Mo	21.6

La position des vis de réglage horizontales, entre les apophyses épineuses, a entraîné le choix de vis de diamètre de 2 mm. Cependant, avec des vis de diamètre de 3 mm, le guide serait plus rigide et les longueurs de vis seraient standard. Par contre, avec un plus grand diamètre, les vis sont trop encombrantes et deviennent gênantes lors de la mise en place du guide sur la vertèbre. Il serait donc avantageux de modifier le design pour que les vis de réglage horizontales ne soient plus situées entre les apophyses épineuses de deux vertèbres. Le dimensionnement des pièces du guide s'est fait en se basant sur des données morphométriques publiées. L'utilisation du guide sur les niveaux L1-L4 montre que les dimensions utilisées sont fonctionnelles pour des vertèbres adultes et qu'il est

possible de régler les orientations et les positions de perçage calculées dans les plans XY et XZ. Par contre, le recalage du guide sur l'apophyse épineuse de L5 est difficile car l'espace entre la pince sous-épineuse et les plans sur support sur-épineuse est trop grand. Une solution serait d'utiliser une pince sous-épineuse de taille variable, plus ou moins haute, permettant de s'adapter à des hauteurs de pédicules très différentes. Même si au niveau L5, les jeux de perçage sont assez grands, 3.8 mm d'erreur transversale et 12° d'erreur de rotation [Rampersaud et coll., 2001], l'utilisation d'un guide pour ce niveau se justifie car ces pédicules sont les plus inclinés. Le guide demande donc un ajustement à ce niveau.

## CONCLUSION

L'opération d'une scoliose, par approche postérieure, nécessite la pose de vis pédiculaires. Cependant, ces dernières peuvent être mal placées car les techniques de perçage pédiculaire sont empiriques. La précision de placement dépend beaucoup de l'expérience du chirurgien. Ce projet de maîtrise a permis de concevoir un guide ajustable à la géométrie des vertèbres à instrumenter permettant de fiabiliser et systématiser le geste de perçage d'un trou pédiculaire.

Lors d'une étude préliminaire, un guide par recalage surface-surface complet, a été développé et fabriqué par prototypage rapide sur une imprimante 3D. Il a permis d'identifier les avantages et inconvénients d'un guide personnalisé à la géométrie de la vertèbre du patient pour le perçage de trous pédiculaires. En théorie, il est possible d'obtenir un recalage parfait mais trop de facteurs limitant tels que les problèmes de recalage et de stérilisation ont mené au développement d'un second design. L'utilisation d'un guide physique est un geste simple à réaliser pour guider une mèche lors d'un perçage pédiculaire.

Le second design développé utilise un recalage points-surface sur l'apophyse épineuse de la vertèbre. Ce guide remplit quatre fonctions : le recalage et le maintien du guide sur la vertèbre, l'orientation du support de la droite de perçage et le guidage de la mèche de perçage. Des points de contact servent à placer dans le même repère le guide et la vertèbre (recalage), alignant ainsi la droite de perçage définie lors de la planification préopératoire et ajustée sur le guide avec l'axe du pédicule. L'ajustement de cette direction de perçage se fait par l'intermédiaire de quatre vis de réglage dont les longueurs d'ajustement sont calculées par un programme d'analyse. Ce programme utilise un modèle tridimensionnel de la vertèbre obtenu par reconstruction à partir d'un CT-scan de la vertèbre à instrumenter. Le guide développé est le premier guide offrant la possibilité d'un ajustement peropératoire, et est réutilisable pour plusieurs vertèbres ou patients.

Les essais expérimentaux effectués ont permis d'évaluer ce second guide. Les expériences effectuées donnent un taux de succès de perçage de 91.8 %.

Son principe de recalage et son principe d'ajustement sont originaux et n'ont pas été rencontrés dans la littérature. Ils permettent d'obtenir un recalage stable permettant de percer dans le pédicule. De plus, le type d'ajustement développé permet d'avoir un guide réutilisable successivement sur plusieurs vertèbres lombaires, aussi bien à gauche qu'à droite. Ce guide est simple d'utilisation et ne demande pas de formation particulière. De plus, il ne nécessite aucun instrument peropératoire particulier ni de personne supplémentaire dans la salle d'opération. Le guide fait d'ailleurs l'objet d'une demande de brevet.

L'utilisation d'un tel guide demande une planification préopératoire pour définir les directions de perçage. Son utilisation en chirurgie peut être envisagée .

Néanmoins, certains éléments peuvent être encore améliorés dans le but de fiabiliser et d'améliorer le guide :

1. Le CT-scan préopératoire servant à la planification de la chirurgie et à la personnalisation du guide demande beaucoup d'images pour obtenir une bonne résolution lors de la reconstruction. Il faudrait trouver une solution permettant d'améliorer la précision tout en minimisant la dose de radiations à laquelle le patient est exposé. Une voie de solution serait de combiner une reconstruction tridimensionnelle d'un IRM recalé informatiquement avec un modèle de la même vertèbre issue d'une reconstruction par stéréoradiographie ou de quelques tranches CT-scan. La combinaison des deux éléments permettrait d'effectuer une reconstruction précise des structures osseuses sans trop exposer le patient aux radiations.
2. Il existe de nombreuses sources d'erreurs dans le processus réparties en trois catégories : la première catégorie contient les erreurs d'acquisition et de reconstruction du modèle 3D, la seconde les erreurs de fabrication et

d'assemblage des pièces du guide et la troisième partie, les erreurs de recalage. Une simulation de l'effet de ces erreurs sur la précision de perçage aiderait à mieux maîtriser le processus. Ces simulations pourraient s'intéresser au mode du cumul des erreurs et l'apport de chacune sur le recalage obtenu. Ces simulations pourraient être comparées à des résultats expérimentaux. Un système de chirurgie assistée par ordinateur pourrait être utilisé pour caractériser l'étape de recalage sur l'apophyse épineuse.

3. Le guide développé est fonctionnel mais des éléments supplémentaires faciliteraient son utilisation. Premièrement, le guide pourrait être adapté pour percer à gauche et à droite simultanément. Un système de contrôle de la profondeur de perçage permettrait d'apporter un élément novateur au design en limitant les erreurs d'ajustement du guide. Les vis de réglage horizontal pourraient être déplacées pour utiliser des vis de plus grand diamètre permettant de rigidifier le système. Enfin, les mécanismes de serrage et d'appui pourraient être raffinés pour éliminer les glissements possibles des pièces de recalage sur le guide et s'adapter à un plus grand nombre de tailles d'apophyses épineuses.
4. Enfin, une étude clinique devrait permettre de continuer à caractériser le comportement du guide pendant le perçage. Cette étude commencerait par des expériences sur des spécimens cadavériques puis, après validation des résultats, il serait possible d'effectuer des expériences *in vivo* sur des patients.

À moyen terme, un guide ajustable pourrait être utilisé en chirurgie pour améliorer l'étape de perçage en vue d'améliorer l'insertion de vis pédiculaire. Le guide devrait faciliter, fiabiliser et systématiser l'installation des vis de même que réduire le temps opératoire et les risques de complications chirurgicales.

## RÉFÉRENCES

1. AMERICAN ACADEMY OF FAMILY PHYSICIANS (2001). *American Academy of Family Physicians*. <http://www.aafp.org/>.
2. AMIOT L.P., LABELLE H., DE GUISE J.A., BELLEFLEUR C., RIVARD C.H. (1996). Installation de vis pédiculaires par ordinateur. Nos trois premiers cas. *Annales de chirurgie*, 50 (8), 626-630.
3. AMIOT L.P., LABELLE H., DE GUISE J.A., SATI M., BRODEUR P., RIVARD C.H. (1995). Computer-assisted pedicle screw fixation. A feasibility study. *Spine*, 20 (10), 1208-1212.
4. AMIOT L.P., LANG K., PUTZIER M., ZIPPEL H., LABELLE H. (2000). Comparative results between conventional and computer-assisted pedicle screw installation in the thoracic, lumbar, and sacral spine. *Spine*, 25 (5), 606-614.
5. ANDERL H., ZUR NEDDEN D., MUHLBAUER W., TWERDY K., ZANON E., WICKE K., KNAPP R. (1994). CT-guided stereolithography as a new tool in craniofacial surgery. *British journal of plastic surgery*, 47 (1), 60-64.
6. ANDREWS J.C., MANKOVICH N.J., ANZAI Y., LUFKIN R.B. (1994). Stereolithographic model construction from CT for assessment and surgical planning in congenital aural atresia. *American journal of otology*, 15 (3), 335-339.
7. ARVIER J.F., BARKER T.M., YAU Y.Y., D'URSO P.S., ATKINSON R.L., MCDERMANT G.R. (1994). Maxillofacial biomodelling. *British journal of oral maxillofacial surgery*, 32 (5), 276-283.
8. AUBIN C.-É., DANSEREAU J., PARENT F., LABELLE H., DE GUISE J.A. (1997). Morphometric evaluations of personalised 3D reconstructions and

geometric models of the human spine. *Medical and biological engineering and computing.*, 35, 611-618.

9. BAINVILLE E., BRICAULT I., CINQUIN P., LAVALLÉE S. (1999). Concepts and methods of registration for computer-integrated surgery. *Chapter in « Computer assisted orthopedic surgery (CAOS) » by Nolte et al., Hogrefe & Huber, 15-34.*
10. BARKER T.M., EARWAKER W.J., FROST N., WAKELEY G. (1993). Integration of 3-D medical imaging and rapid prototyping to create stereolithographic models. *Australian physical and engineering sciences in medicine*, 16 (2), 79-85.
11. BARKER T.M., EARWAKER W.J., LISLE D.A. (1994). Accuracy of stereolithographic models of human anatomy. *Australasian Radiology*, 38 (2), 106-111.
12. BEGALL K., VORWERK U. (1998). Artificial petrous bone produced by stereolithography for microsurgical dissecting exercises. *Journal of otorhinolaryngology and its related specialities*, 60 (5), 241-245.
13. BERRY E., BROWN J.M., CONNELL M., CRAVEN C.M., EFFORD N.D., RADJENOVIC A., SMITH M.A. (1997). Preliminary experience with medical applications of rapid prototyping by selective laser sintering. *Med. Eng. Phys.*, 19 (1), 90-96.
14. BERRY J.L., MORAN J.M., BERG W.S., STEFFEE A.D. (1987). A morphometric study of human lumbar and selected thoracic vertebrae. *Spine*, 12 (4), 362-367.
15. BILL J.S., REUTHER J.F., DITTMANN W., KUBLER N., MEIER J.L., PISTNER H., WITTENBERG G. (1995). Stereolithography in oral and maxillofacial operation planning. *Int. J. Oral. Maxillofac Surg.*, 24 (1 pt 2), 98-103.

16. BIRNBAUM K., SCHKOMMODAU E., DECKER N., PRESCHER A., KLAPPER U., RADERMACHER K. (2001). Computer-assisted orthopedic surgery with individual templates and comparison to conventional operation method. *Spine*, 26 (4), 365-370.
17. BOUYSSIE J.F., BOUYSSIE S., SHARROCK P., DURAN D. (1997). Stereolithographic models derived from x-ray computed tomography. Reproduction accuracy. *Surgical and radiologic anatomy*, 19 (3), 193-199.
18. BRIDWELL K. (1999). Surgical treatment of idiopathic adolescent scoliosis. *Spine*, 24 (24), 2607-2616.
19. BROWN G.A., FIROOZBAKHS K., ARGAWALA A., GERSTKE F.P., ATWOOD C.A., ENSZ M. (2001). Computer generated drilling template guidance systems for pedicle screw placement in the spine. *International society for computer assisted orthopaedic surgery – Abstracts*, Davos, Suisse, 7-10 février 2001, p. 48.
20. BURWELL R.G., COLE A.A., COOK T.A., GRIVAS T.B., KIEL A.W., MOULTON A., THIRLWALL A.S., UPADHYAY S.S., WEBB J.K., WEMYSS-HOLDEN S.A., WHITWELL D.J., WOJCIK A.S., WYTHERS D.J. (1992). Pathogenesis of idiopathic scoliosis. The Nottingham concept. *Acta Orthopædica Belgica*, 58 (Suppl 1), 33-58.
21. CALANCIE B., LEBWOHL N., MADSEN P., KLOSE K.J. (1992). Intraoperative evoked EMG monitoring in an animal model. *Spine*, 17 (10), 1229-1235.
22. CASTRO W.H., HALM H., JEROSCH J., MALMS J., STEINBECK J., BLASIUS S. (1996). Accuracy of pedicle screw placement in lumbar vertebrae. *Spine*, 21 (11), 1320-1324.



23. CHRISTENSEN A. (1999). Anatomical modelling into the new millennium. *Rapid prototyping and manufacturing '99*, 20-22 avril 1999, Rosemont, USA, 1-4.
24. CINQUIN P. (1994). Gestes medico-chirurgicaux assistés par ordinateur et unité de soins du futur. *Informatique et santé*, 7, 279-286.
25. CLÉMENT H. (1992). Rappel anatomique. *Soins chirurgie*, 142-143, 7-9.
26. CLEMENTE C.D. (1987). *Anatomy, a regional atlas of the human body*. Urban & Schwarzenberg, 439 pages.
27. CLINICA SYMPATICA (1973). *Ciba*, 25 (1), p. 36.
28. COBB J.R. (1948). Outline of the study of scoliosis. *AAOS Instructional Lectures*, 5, 261-275.
29. DANSEREAU J., LABELLE H., DE GUISE J.A., BELLEFLEUR C., ANDRÉ B., BEAUCHAMP A. (1993). Application des techniques d'imagerie, de reconstruction, de modélisation et d'analyse 3-D des déformations scoliotiques à l'étude de l'effet immédiat des corsets de Boston. *Minerva Ortopedica e traumatologica*, 44, 549-553.
30. DE GUISE J.A. (1995). Imagerie et modélisation 3D en orthopédie. *Maîtrise orthopédique*, 49, 1-9.
31. DE GUISE J.A., MALLOUCHE H., DANSEREAU J., LABELLE H. (1995). Techniques d'imagerie appliquées à la biomécanique rachidienne. *Rachis*, 7 (3), 135-144.
32. DE GUISE J.A., MARTEL Y. (1989). 3D-Biomedical Modelling: Merging Image Processing and Computer Aided Design. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 10th annual conference*, New Orleans, USA, 426-427.

33. DELORME S. (1996). *Étude de la modélisation par krigeage géométrique tridimensionnelle des vertèbres saines et scoliotiques*. Mémoire de maîtrise, département de génie mécanique, École Polytechnique de Montréal, Canada.
34. DELORME S., LABELLE H., AUBIN C.-É., DE GUISE J.A., RIVARD C.H., POITRAS B., DANSEREAU J. (2000). A three-dimensional radiographic comparison of Cotrel-Dubousset and Colorado instrumentations for the correction of idiopathic scoliosis. *Spine*, 25 (2), 205-210.
35. DELORME S., PETIT Y., DE GUISE J.A., AUBIN C.-É., LABELLE H., LANDRY C., DANSEREAU J. (1999). Three-dimensional modelling and rendering of the human skeletal trunk from 2D radiographic images. *Second International Conference on 3-D Digital Imaging and Modeling (Cat. No. PR00062) - Conference Paper - IEEE Comput. Soc*, Los Alamitos, CA, USA, 497-505.
36. DOHIN B., DUBOUSSET J.F. (1994). Prevention of the crankshaft phenomenon with anterior spinal epiphysiodesis in surgical treatment of severe scoliosis of the younger patient. *European spine journal*, 3 (3), 165-168.
37. D'URSO P.S., THOMPSON R.G. (1998). Fetal biomodelling. *Australian and New-Zealand journal of obstetric and gynaecology*, 38 (2), 205-207.
38. EBRAHEIM N., ROLLINS J.R. JR., XU R., YEASTING R.A. (1996). Projection of the lumbar pedicle and its morphometric analysis. *Spine*, 21 (11), 1296-1300.
39. EBRAHEIM N., XU R., DARWICH M., YEASTING R.A. (1997). Anatomic relations between the lumbar pedicle and the adjacent neural structures. *Spine*, 22 (20), 2338-2341.
40. ESSES S.I., BEDNAR D.A. (1989). The spinal pedicle screw : techniques and systems. *Orthopaedic review*, 18 (6), 676-982.

41. ESSES S.I., SACHS B.L., DREYZIN V. (1993). Complications associated with the technique of pedicle screw fixation. A selected survey of ABS members. *Spine*, 18 (15) , 2231-2239.
42. FADEL G.M., KIRSCHMAN C. (1996). Accuracy issues in CAD to RP translations. *Rapid Prototyping journal*, 2 (2), 4-17.
43. FARBER G.L., PLACE H.M., MAZUR R.A., JONES D.E., DAMIANO T.R. (1995). Accuracy of pedicle screw placement in lumbar fusions by plain radiographs and computed tomography. *Spine*, 20 (13), 1494-1499.
44. FERGUSON A.B. (1930). The study and treatment of scoliosis. *South. Med. J.*, 23, 116-120.
45. FU K.S., GONZALEZ R.C. LEE C.S.G. (1987). *Robotics, control, sensing, vision and intelligence*. McGraw-Hill , 580 pages.
46. GAINES R.W. (2000). The use of pedicle screw internal fixation for the operative treatment of spinal disorders. *Journal of bone and joint surgery*, 82-A (10), 1458-1476.
47. GERTZBEIN S.D., ROBBINS S.E. (1990). Accuracy of pedicular screw placement in vivo. *Spine*, 15 (1), 11-14.
48. GOLDBLOOM R.B., GROUPE D'ÉTUDE CANADIEN SUR L'EXAMEN MÉDICAL PÉRIODIQUE (1994). *Guide canadien de médecine clinique préventive*. Groupe Communication Canada, Ottawa, Canada, 1136 pages.
49. GRAF H., MOUILLESEAUX B. (1990). *Analyse tridimensionnelle de la scoliose*. Safir, 48 pages.
50. GRIFFITH M., LAMANCUSA J.S. (1998). *Rapid Prototyping Technologies*. <http://www.me.psu.edu/lamancusa/rapidpro/primer/chapter2.htm>.

51. GROLMAN W., SCHOUWENBURG P.F., VERBEETEN B. JR., DE BOER M.F., MEEUWIS C.A. (1995). Three-dimensional models of the tracheostoma using stereolithography. *Journal of otorhino-laryngology and its related specialities*, 57 (6), 338-342.
52. HIBI H., SAWAKI Y., UEDA M. (1997). Three-dimensional model simulation in orthognathic surgery. *International journal of adult orthodontics and orthognathic surgery*, 12 (3), 226-232.
53. HINES W.W., MONTGOMERY D.C. (1990). *Probability and statistics in Engineering and management science*. 3rd edition, John Wiley & Sons, 732 pages.
54. HOU S., HU R., SHI Y. (1993). Pedicle morphology of the lower thoracic and lumbar spine in a chinese population. *Spine*, 18 (13), 1850-1855.
55. HU R., WILBER R.G. (1992). Drill sleeve for pedicle screw fixation. *Orthopaedic review*, 21 (6), 783, 787.
56. JAMES W.J., SLABBEKOORN M.A., EDGIN W.A., HARDIN C.K. (1998). Correction of congenital malar hypoplasia using stereolithography for presurgical planning. *Journal of oral and maxillofacial surgery*, 56 (4), 512-517.
57. JAPANESE TECHNOLOGY EVALUATION CENTER / WORLD TECHNOLOGY EVALUATION CENTER (1996-1997). *Rapid Prototyping in Europe and Japan – Volume 1 : analytical chapters ; Volume 2 : site reports*. WTEC Hyper-Librarian, <http://itri.loyola.edu/rp/toc.htm>.
58. JONCAS J. (2001). Communications personnelles.
59. KACL G.M., ZANETTI M., AMGWERD M., TRENTZ O., SEIFERT B., STUCKI H., HODLER J. (1997). Rapid prototyping (stereolithography) in the management of intra-articular calcaneal fractures. *European radiology*, 7 (2), 187-191.

60. KALENDER W.A. (2000). Dose Requirements for CT in CAOS : are they acceptable ?. *International society for computer assisted orthopaedic surgery – Abstracts*, Davos, Suisse, 17-19 février 2000, p. 49.
61. KERMER C., LINDNER A., FRIEDE I., WAGNER A., MILLESI W. (1998). Preoperative stereolithographic model planning for primary reconstruction in craniomaxillofacial trauma surgery. *Journal of cranio-maxillo-facial surgery*, 26 (3), 136-139.
62. KLEIN H.M., SCHNEIDER W., ALZEN G., VOY E.D., GUNTHER R.W. (1992). Pediatric craniofacial surgery: comparison of milling and stereolithography for 3D model manufacturing. *Pediatric radiology*, 22 (6), 458-460.
63. KLIMEK L., KLEIN H.M., SCHNEIDER W., MOSGES R., SCHMELZER B., VOY E.D. (1993). Stereolithographic modelling for reconstructive head surgery. *Acta otorhino-laryngologica belgica*, 47 (3), 329-334.
64. KORVES B., KLIMEK L., KLEIN H.M., MOSGES R. (1995). Image- and model-based surgical planning in otolaryngology. *Journal of otolaryngology*, 24 (5), 265-270.
65. KOTHE R., O'HOLLERAN J.D., LIU W., PANJABI M.M. (1996). Internal architecture of the thoracic pedicle. *Spine*, 21 (3), 264-270.
66. KREYSZIG E. (1993). *Advanced engineering. Mathematics*. 7nd edition, Wiley & Sons, 1424 pages.
67. LAINE T., SCHLENZKA D., MÄKITALO K., TALLROTH K., NOLTE L.P., VISARIUS H. (1997). Improved accuracy of pedicle screw insertion with computer assisted surgery. *Spine*, 22 (11), 1254-1258.
68. LAVALLÉE S., SZELISKI R., BRUNIE L. (1996). Anatomy-based registration of three dimensional medical images, range images, X-Ray projections, and three

- dimensional models using octree splines. *Chapter 7 in « Computer integrated surgery : technology and clinical applications » by Taylor and al., MIT Press, 115-143.*
69. LAVALLÉE S., TROCCAZ J., SAUTOT P., MAZIER B., CINQUIN P., MERLOZ P., CHIROSSEL J.P. (1996). Computer-assisted spinal surgery using anatomy based registration . *Chapter 32 in « Computer integrated surgery : technology and clinical applications » by Taylor and al., MIT Press, 425-449.*
  70. LEVY R.A., GUDURI S., CRAWFORD R.H. (1994). Preliminary experience with selective laser sintering models of the human temporal bone. *American journal of neuroradiology*, 15 (3), 473-477.
  71. LILJENQVIST U.R., LINK T.M., HALM H.F. (2000). Morphometric analysis of thoracic and lumbar vertebrae in idiopathic scoliosis. *Spine*, 25 (10), 1247-1253.
  72. LONSTEIN J.E., BRADFORD D.S., WINTER R.B., OGLIVIE J.W. (1995). *Moe's textbook of scoliosis and other spinal deformities*. 3rd edition, W.B. Saunders Compagny, Philadelphiy, USA, 685 pages.
  73. LOPPONEN H., HOLMA T., SORRI M., JYRKINEN L., KARHULA V., KOIVULA A, ILKKO E., LAITINEN J., KOIVUKANGAS J., OIKARINEN J., ALAMAKI O. (1997). Computed tomography data based rapid prototyping model of the temporal bone before cochlear implant surgery. *Acta oto-laryngologica supplement*, 529, 47-49.
  74. LORENSEN W.E., CLINE H.E. (1987). Marching cubes : a high resolution 3D surface construction algorithm. *Computer graphics*, 21 (4), 163-169.
  75. LUDWIG S.C., KRAMER D.L., BALDERSTON R.A., VACCARO A.R., FOLEY K.F., ALBERT T.J. (2000). Placement of pedicle screws in the human cadaveric

- cervical spine, comparative accuracy of three techniques. *Spine*, 25 (13), 1655-1667.
76. MACHIDA M. (1999). Cause of idiopathic scoliosis. *Spine*, 24 (24), 2576-2583.
  77. MAC-THIONG J.-M., AUBIN C.-É., DANSEREAU J., DE GUISE J.A., BRODEUR P., LABELLE H. (1999). Registration and geometric modelling of the spine during scoliosis surgery : a comparison study of different pre-operative reconstruction techniques and intra-operative tracking systems. *Medical and biological engineering and computing*, 37 (4), 445-450.
  78. MANKOVICH N.J., CHEESEMAN A.M., STOKER N.G. (1990). The display of three-dimensional anatomy with stereolithographic models. *Journal of digital imaging*, 3 (3), 200-203.
  79. MANKOVICH N.J., SAMSON D., PRATT W., LEW D., BEUMER J. 3RD. (1994). Surgical planning using three-dimensional imaging and computer modeling. *Otolaryngol Clin North Am*, 27 (5), 875-889.
  80. MARIEB E.N., LAURENDEAU G. (1993). *Anatomie et physiologie humaines*. Éditions du renouveau pédagogique, 1078 pages.
  81. MARZAN G.T. (1976). *Rational design for close-range photogrammetry*. Thèse de doctorat, département de génie civil, University of Illinois, Urbana-Champaign, USA.
  82. MCGURK M., AMIS A.A., POTAMIANOS P., GOODGER N.M. (1997). Rapid prototyping techniques for anatomical modelling in medicine. *Annals of the royal college of surgeons of England*, 79 (3), 169-174.
  83. MCMAHON C., BROWNE J. (1995). *CADCAM, from principles to practice*. Addison Wesley, 508 pages.

84. MERLOZ P., TONETTI J., EID A., FAURE C., LAVALLÉE S., TROCCAZ J., SAUTOT P., HAMADEH A., CINQUIN P. (1997). Computer assisted spine surgery. *Clinical orthopaedics*, 337, 86-96.
85. MERLOZ P., TONETTI J., PITTET L., COULOMB M., LAVALLÉE S., SAUTOT P. (1998). Pedicle screw placement using image guided technique. *Clinical orthopaedics and related research*, 354, 39-48.
86. MIGAUD H., CORTET B., ASSAKER R., FONTAINE C., KULIK J.F., DUQUENNOY A. (1997). Intérêt d'un modèle osseux synthétique créé par stéréolithographie pour la planification préopératoire. *Revue de chirurgie orthopédique et réparatrice de l'appareil moteur*, 83 (2), 156-159.
87. MISENHIMER G.R., PEEK R.D., WILTSE L.L., ROTHMAN S.L., WIDELL EH J.R. (1989). Anatomic analysis of pedicle cortical and cancellous diameter as related to screw size. *Spine*, 14 (4), 367-372.
88. MOORE K.L., DALLEY A.F. (1992). *Clinically oriented anatomy*. 3rd edition, Williams & Wilkins, Baltimore, Maryland, USA, 917 pages.
89. NAKAJIMA T., YOSHIMURA Y., NAKANISHI Y., KOGA S., KATADA K. (1995). Integrated life-sized solid model of bone and soft tissue: application for cleft lip and palate infants. *Plastic and reconstructive surgery*, 96 (5), 1020-1025.
90. NOLTE L.P., GANZ R. (1999). *Computer assisted orthopedic surgery (CAOS)*. Hogrefe & Huber, 245 pages.
91. NOLTE L.P., VISARIUS H., ARM E., LANGLOTZ F., SCHWARZENBACH O., ZAMORANO L. (1995). Computer-aided fixation spinal implants. *Journal of image guided surgery*, 1 (2), 88-93.



92. NOLTE L.P., ZAMORANO L.J., JIANG Z., WANG Q., LANGLOTZ F., BERLEMANN U. (1995). Image-guided insertion of transpedicular screws. A laboratory set-up. *Spine*, 20 (4), 497-500.
93. NORDIN M., FRANKEL V.H. (1989). *Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System*. 2nd edition, Lea & Febiger, Philadelphia, USA, 323 pages.
94. OBERG E., JONES F.D., HORTON H.L., RYFFEL H.H. (1996). *Machinery's Handbook*. 26th edition, Industrial press, New-York, USA, 2560 pages.
95. PANJABI M.M., GOEL V., OXLAND T., TAKATA K., DURANCEAU J., KRAG M., PRICE M. (1992). Human lumbar vertebrae : quantitative three-dimensional anatomy. *Spine*, 17 (3), 299-306.
96. PANJABI M.M., TAKATA K., GOEL V., FEDERICO D., OXLAND T., DURANCEAU J., KRAG M. (1991). Thoracic human vertebrae : quantitative three-dimensional anatomy. *Spine*, 16 (8), 888-901.
97. PARK C.Y., CHANG J.K., JEONG D.Y., YOON G.J., CHUNG C., KIM J.K., HAN D.C., MIN B.G. (1997). Development of a custom designed TAH using rapid prototyping. *ASAIO journal*, 43 (5), M647-M650.
98. PERDRIOLLE R. (1979). *La scoliose : son étude tridimensionnelle*. Maloine, Paris, France, 144 pages.
99. RADERMACHER K., PORTHEINE F., ANTON M., ZIMOLONG A., KASPERS G., RAU G., STAUDTE H.W. (1998). Computer assisted orthopaedic surgery with image based individual templates. *Clinical orthopaedics and related research*, 354, 28-38.
100. RADERMACHER K., RAU G., STAUDTE H.W. (1996). Computer-integrated orthopaedic surgery : connection of planning and execution in surgical intervention.

*Chapter 33 in « Computer integrated surgery : technology and clinical applications » by Taylor and al., MIT Press, 451-463.*

101. RADERMACHER K., STAUDTE H.W., RAU G. (1999). CT image-based planning and execution of interventions in orthopedic surgery using individual templates. Experimental results and aspects of clinical applications. *Chapter in « Computer assisted orthopedic surgery (CAOS) » by Nolte et al., Hogrefe & Huber, 42-52.*
102. RAMPERSAUD Y.R., SIMIND.A., FOLEY K.T. (2001). Accuracy requirements for image-guided spinal pedicle screw placement. *Spine*, 26 (4), 352-359.
103. RENAUDIN C.P., BARBIER B., RORIZ R., REVEL D., AMIEL M. (1994). Coronary arteries : new design for three-dimensional arterial phantoms. *Radiology*, 190 (2), 579-582.
104. ROBB R.A., HANSON D.P. (1991). A software system for interactive and quantitative visualization of multidimensional biomedical images. *Australian physical and engineering sciences in medicine*, 14 (1), 9-30.
105. ROBERTSON P.A., STEWART N.R. (2000). The radiologic anatomy of the lumbar and lumbosacral pedicles. *Spine*, 25 (6), 709-715.
106. ROUVIÈRES R. (1974). *Anatomie humaine, descriptive, topographique et fonctionnelle, Tome II*. 11ième édition, Masson et Cie, Paris, France, 686 pages.
107. ROY-CAMILLE R., SAILLANT G., MAZEL C. (1986). Internal fixation of the lumbar spine with pedicle screw plating. *Clinical orthopaedics and related research*, 203, 7-17.
108. SALES DE GAUZY J., HOBATHO M.C., PÉRIÉ D., SÉVELY A., BAUNIN C., CAHUZAC J.P. (1998). « *Imagerie moderne de la scoliose idiopathique : scanner,*

*IRM, analyse optique » dans « Scoliose idiopathique ».* Sauramps Medical, 87-104 pages.

109. SCHMITT SM, CHANCE DA (1995). Fabrication of titanium implant-retained restorations with nontraditional machining techniques. *International journal of prosthodontics*, 8 (4), 332-336.
110. SCHROEDER W., MARTIN K., LORENSEN B. (1998). *The Visualization Toolkit, an Object-Oriented Approach to 3D Graphics*. 2nd edition, Prentice Hall, 646 pages.
111. SCHULZE C.J., MUNZINGER E., WEBER U. (1998). Clinical relevance of accuracy of pedicle screw placement. A computed tomographic-supported analysis. *Spine*, 23 (20), 2215-2221.
112. SCHWARZENBACH O., BERLEMANN U., JOST B., VISARIUS H., ARM E., LANGLOTZ F., NOLTE L.P., OZDOBA C. (1997). Accuracy of computer-assisted pedicle screw placement. An in vivo computed tomography analysis. *Spine*, 22 (4), 452-458.
113. SCOLES P.V., LINTON A.E., LATIMER B., LEVY M.E., DIGIOVANNI B.F. (1988). Vertebral body and posterior element morphology : the normal spine in middle life. *Spine*, 13 (10), 1082-1086.
114. SCOLIOSIS RESEARCH SOCIETY (2001). *Scoliosis research society*. <http://www.srs.org/index.htm>.
115. SOFAMOR (1992). *Nomenclature de l'instrumentation CD*. Sofamor, 56 pages.
116. SOFAMOR (1994). *Compact CD Low Back - Documentation chirurgien*. Sofamor.
117. SOFAMOR DANEK (1989). *Le rachis – Anatomie et physiologie, les déformations, autres pathologies*. Sofamor Danek, 66 pages.

118. STAGNARA P. (1985). *Les déformations du rachis*. Masson et Cie, Paris, France, 426 pages.
119. STOKES I.A., BIGALOW L.C., MORELAND M.S. (1987). Three-dimensional spinal curvature in idiopathic scoliosis. *J. Orthop. Res.*, 5 (1), 102-113.
120. SWAN S. (1996). Integration of MRI and stereolithography to build medical models : a case study. *Rapid prototyping journal*, 2 (4), 41-46.
121. TAYLOR R.H., LAVALLÉE S., BURDEA G.C., MÖSGES R. (1996). *Computer integrated surgery : technology and clinical applications*. MIT Press, 736 pages.
122. THOMAS G.B. JR., FINNEY R.L. (1992). *Calculus and analytic geometry*. 8nd edition, Addison Wesley, 1192 pages.
123. TRAYNELIS V.C. (2001). A picture is worth a thousand words. *Spine*, 26 (4), p. 339.
124. VACCARO A.R., GARFIN S.R. (1995). Internal fixation (pedicle screw fixation) for fusions of the lumbar spine. *Spine*, 20 (24S), 157S-165S.
125. VACCARO A.R., RIZZOLO S.J., ALLARDYCE T.J., RAMSEY M.; SALVO J., BALDERSTON R.A., COTLER J.M. (1995). Placement of pedicle screws in the thoracic spine. Part I : Morphometric analysis of the thoracic vertebrae. *Journal of bone and joint surgery. American volume*, 77 (8), 1193-1199.
126. VACCARO A.R., RIZZOLO S.J., BALDERSTON R.A., ALLARDYCE T.J., GARFIN S.R., DOLINSKAS C.; AN H.S. (1995). Placement of pedicle screws in the thoracic spine. Part II : An anatomical and radiographic assessment. *Journal of bone and joint surgery. American volume*, 77 (8), 1200-1206.
127. VAN BRUSSEL K., VANDER SLOTEN J., VAN AUDEKERCKE R., VANDEN BERGHE L., LAUWEREYNS P., FABRY G., SWAELENS B. (1998). A medical

- image-based drill guide for pedicle screw insertion : a cadaver study. *Journal of biomechanics, 11th conference of the european society of biomechanis*, 31 (1S), p. 39.
128. WEINSTEIN J.N., RYDEVIK B.L., RAUSCHNING W. (1992). Anatomic and technical considerations of pedicle screw fixation. *Clinical Orthopaedics & Related Research*, 284, 34-46.
  129. WHITE A.A., PANJABI M.M. (1990). *Clinical Biomechanics of the Spine*. 2nd edition, J.B. Lippincott Williams & Wilkins, 722 pages.
  130. WIESNER L., KOTHE R., SCHULITZ K.P., RÜTHER W. (2000). Clinical evaluation and computed tomography scan analysis of screw tracts after percutaneous insertion of pedicle screws in the lumbar spine. *Spine*, 25 (5), 615-621.
  131. WITTENBERG R.H., LEE K.S., SHEA M., WHITE A.A., HAYES W.C. (1993). Effect of screw diameter, insertion technique, and bone cement augmentation of pedicular screw fixation strength. *Clinical orthopaedics and related research*, 296, 278-287.
  132. WOHLERS T. (1999). *Rapid Prototyping & Tooling State of the Industry: 1999 Worldwide Progress Report*. Wohlers Associates, 221 pages.
  133. WOLF P.R. (1983). *Element of photogrammetry with air photo interpretation and remote sensing*. 2nd edition, McGraw-Hill, 628 pages.
  134. WRIGHT N. (2000). Imaging in scoliosis. *Archives of Disease in Childhood*, 82 (1), 38-40.
  135. YAHIRO M.A. (1994). Comprehensive literature review. Pedicle screw fixation devices. *Spine*, 19 (20S), 2274S-2278S.

136. YAU Y.Y., ARVIER J.F., BARKER T.M. (1995). Technical note : maxillofacial biomodelling--preliminary result. *Br. J. Radiol.*, 68 (809), 519-523.
137. YUAN H.A., GARFIN S.R., DICKMAN C.A., MARDJETKO S.M. (1994). A historical cohort study of pedicle screw fixation in thoracic, lumbar and sacral spinal fusions. *Spine*, 19 (20S), 2279S-2296S.
138. ZINDRICK M.R., KNIGHT G.W., SARTORI M.J., CARNEVALE T.J., PATWARDHAN A.G., LORENZ M.A. (2001). Pedicle morphology of the immature thoracolumbar spine. *Spine*, 25 (21), 2726-2735.
139. ZINDRICK M.R., WILTSE L.L., DOORNIK A., WIDELL E.H., KNIGHT G.W., PATWARDHAN A.G., THOMAS J.C., ROTHMAN S.L., FIELDS B.T. (1987). Analysis of the morphometric characteristics of the thoracic and lumbar pedicles. *Spine*, 12 (2), 160-166.
140. ZINDRICK M.R., WILTSE L.L., WIDELL E.H., THOMAS J.C., HOLLAND W.R., FIELD B.T., SPENCER C.W. (1986). A biomechanical study of intrapeduncular screw fixation in the lumbosacral spine. *Clinical orthopaedics and related research*, 203, 99-112.

## ANNEXE A

### DÉVELOPPEMENT MATHÉMATIQUE POUR LE CALCUL DU NOMBRE DE TROUS À PERCER

Pour que la précision de placement apportée par l'utilisation d'un guide et la répétitivité de ce placement soient évaluées, il est nécessaire de déterminer le nombre de trous à percer pour qu'une analyse statistique sur la position relative des trous par rapport aux pédicules soit significative. Il n'existe pas de solution analytique pour calculer la taille de l'échantillon à utiliser. Par contre, deux approches expérimentales existent :

- **Approche cumulative** : cumul des erreurs de chaque étape nécessaire. Elle tient compte de l'erreur de chaque étape effectuée pour utiliser le guide et placer les vis soient, l'acquisition des données du patient, la reconstruction tridimensionnelle, la fabrication du guide, l'assemblage des pièces du guide, l'assemblage du guide sur la vertèbre, le réglage manuel du guide, le perçage avec le guide et la mesure de la position du trou par rapport au pédicule ;
- **Approche comparative** : des données de la littérature sur la précision de placement de vis servent de référence pour la comparaison des performances du guide. Elles sont prises comme valeurs cibles. L'hypothèse suivante est donc testée :

$$H_0 : \mu = \mu_0 \text{ (égalité des moyennes entre les observations et un autre groupe) (A.1)}$$

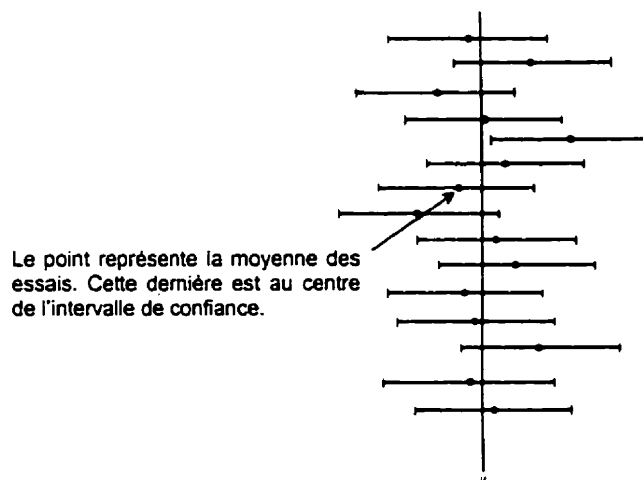
Chaque approche passe par une équation empirique pour déterminer la taille de l'échantillon à utiliser. Par contre, cette équation ne permet pas de tenir compte de l'ordre de grandeur de l'erreur par rapport à la mesure, ce qui en limite l'application.

Étant donné que peu de données sont disponibles pour la première approche et qu'un seul guide est fabriqué (ce qui limite l'obtention de données sur les erreurs de fabrication et d'assemblage), l'approche comparative est retenue pour déterminer la taille d'échantillon

à utiliser. Cette seconde approche est basée sur l'intervalle de confiance de la variable aléatoire (VA) mesurée. Elle est présentée ci-dessous.

Soit une population de vertèbres sur laquelle une série de mesures est effectuée. L'élément mesuré est la position relative du trou percé pour l'installation d'une vis pédiculaire par rapport au pédicule. Cette série de mesures est répétée plusieurs fois. Pour chaque série de mesures, il est possible de calculer la moyenne  $\bar{x}$  de l'expérience en cours. Cette série de moyennes approche la vraie moyenne  $\mu$  (théorique) de la distance relative entre le pédicule et le trou percé.

L'estimation de  $\mu$  par  $\bar{x}$  est faite avec une certaine précision. Il existe donc un intervalle de confiance autour de  $\bar{x}$  qui nous permet de nous assurer que cette approximation soit faite à une erreur E près, connue, un certain nombre de fois. Nous voulons que dans 95 % des cas, l'intervalle de confiance autour de cette moyenne  $\bar{x}$  permette de faire une bonne approximation de  $\mu$  à une erreur E près connue (voir la figure A.1 et la figure A.3 ci-dessous).



**Figure A.1 - Construction répétée de l'intervalle de confiance pour  $\mu$  [adaptée de W.W. Hines et D.C. Montgomery, 1990]**



Supposons  $X_i$  étant la  $i^{\text{ème}}$  variable aléatoire de mesure de la position relative entre le pédicule et son trou. Nous faisons l'hypothèse que toutes les variables aléatoires  $X_i$  ont le même comportement soit qu'elles suivent une loi normale de moyenne  $\mu$  et de variance  $\sigma^2$  :

$$X_i(\mu, \sigma^2) \quad (\text{A.2})$$

Toutes les variables aléatoires sont indépendantes donc leur covariance est nulle :

$$CV(X_i) = 0 \quad (\text{A.3})$$

Puisque, par définition de la moyenne,

$$\bar{x} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i \quad (\text{A.4})$$

en calculant l'espérance  $E(\bar{x})$  et la variance  $Va(\bar{x})$  et en utilisant l'équation A.2,  $\bar{x}$  a le comportement suivant

$$\bar{x} \left( \mu, \frac{\sigma^2}{n} \right) \quad (\text{A.5})$$

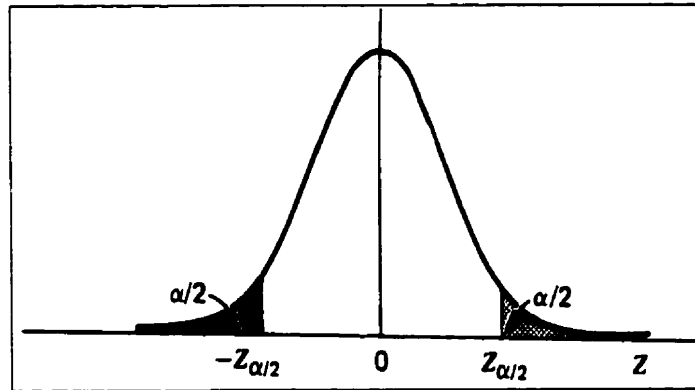
En supposant que chaque VA suit une loi normale et que les conditions générales du théorème central limite sont respectées (toutes les VA sont indépendantes les unes des autres, aucune variable ne domine la distribution en ayant une variance très grande par rapport aux autres et il y a un nombre suffisant de variables), alors la distribution de la variable

$$Z = \frac{\bar{x} - \mu}{\sigma / \sqrt{n}} \quad (\text{A.6})$$

suit une loi normale  $N(0,1)$  (un changement de variable a été effectué, et l'espérance  $E(Z)$  et la variance  $Va(Z)$  ont été calculées).

D'après le graphique d'une loi normale (voir figure A.2),

$$P(-Z_{\alpha/2} \leq Z \leq Z_{\alpha/2}) = 1 - \alpha \quad (\text{A.7})$$



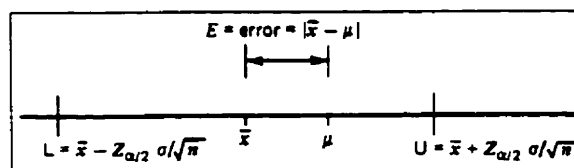
**Figure A.2 - Distribution normale de  $Z(0,1)$  [tirée de W.W. Hines et D.C. Montgomery, 1990]**

En remplaçant  $Z$  par son expression et en isolant  $\mu$ , le résultat est

$$\bar{x} - \frac{Z_{\alpha/2} \sigma}{\sqrt{n}} \leq \mu \leq \bar{x} + \frac{Z_{\alpha/2} \sigma}{\sqrt{n}} \quad (\text{A.8})$$

L'erreur maximale  $E$  qui peut être commise est la longueur de l'intervalle, soit, dans 95 % des cas :

$$E = \frac{Z_{\alpha/2} \sigma}{\sqrt{n}} \quad (\text{A.9})$$



**Figure A.3 - Erreur d'estimation de  $\mu$  avec  $\bar{x}$  [tirée de W.W. Hines et D.C. Montgomery, 1990]**

En isolant  $n$  dans l'équation A.9, la taille d'échantillon à utiliser pour une étude comparative supposant une égalité des moyennes est :

$$n = \left( \frac{\sigma Z_{\alpha/2}}{E} \right)^2 \quad (\text{A.10})$$

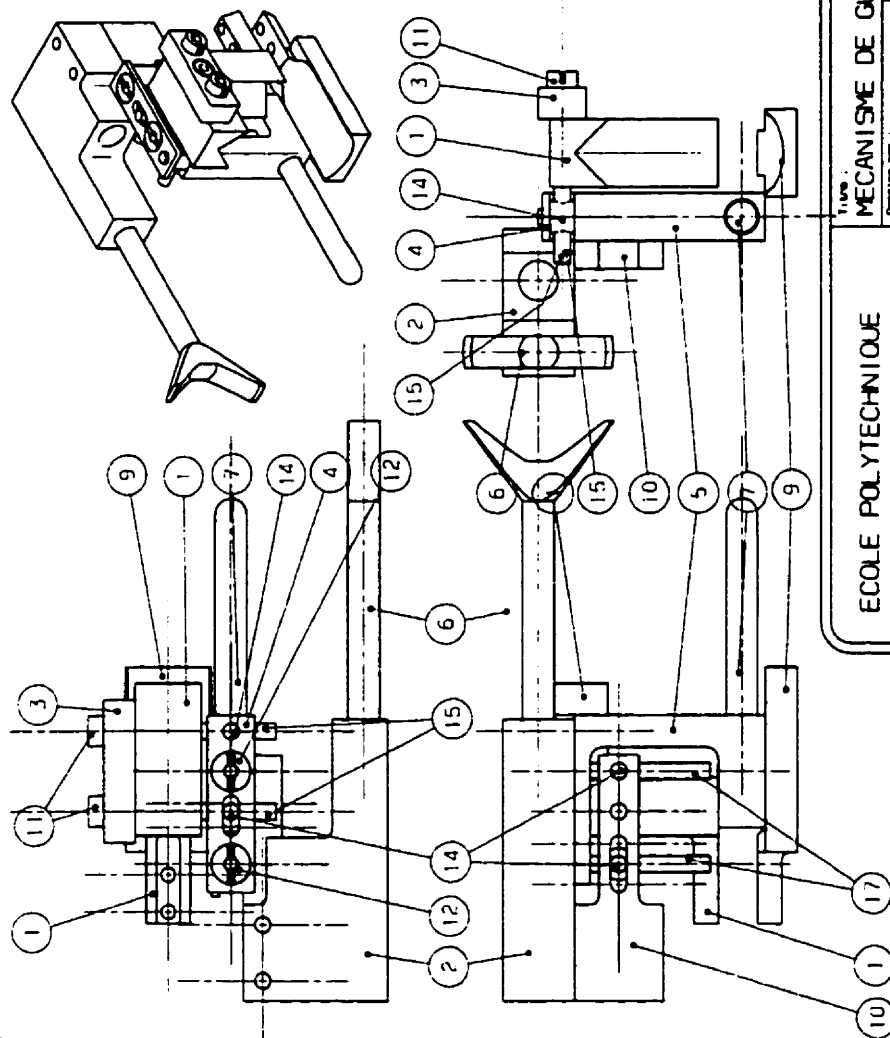
FLORENTI SALAKU		UB-UB-UB	037
-----------------	--	----------	-----

**ANNEXE B**

**DESSINS DE DÉFINITION DU SECOND DESIGN**

**PAR RECALAGE POINTS-SURFACE**

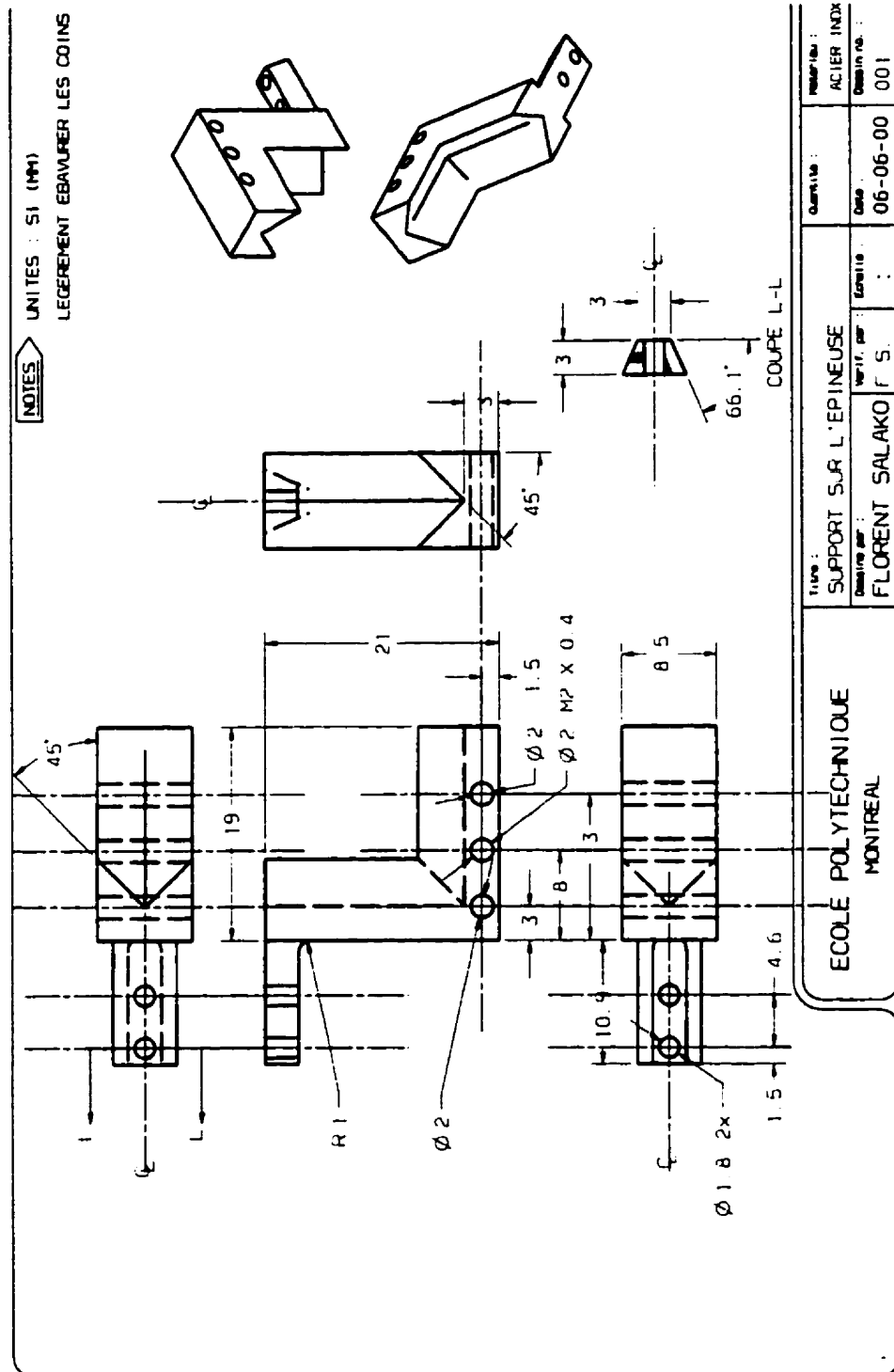
NO	Partie	DESCRIPTION	QT.	UNIT
1	001	SUPPORT SUR L'EPINGLE	1	pièce
2	002	GUIDE DE PERÇAGE	1	pièce
3	003	PLAQUE POUR VIS HORIZONTALES	1	pièce
4	004	PLAQUETTE HORIZONTALE	1	pièce
5	005	SUPPORT VERTICAL	1	pièce
6	006	APPUI SEMI-CIRCULAIRE	1	pièce
7	007	APPUI PONCTUEL	1	pièce
8	008	PLAQUETTE VERTICALE	1	pièce
9	009	PIECE SOUS-EPINGLE	1	pièce
10	010	SUPPORT DU GUIDE	1	pièce
11	011	BOUCHON HORIZONTAL	2	pièces
12	012	BOUCHON A BASE CONIQUE	2	pièces
13	011	BOUCHON D'APPUI	2	pièces
14	014	CYLINDRE DE TRANSFERT	4	pièces
15		VIS DE REGLAGE HORIZON. H200 4X20	2	vis
16		VIS POUR PLAQUE HORIZ. H200 4X20	1	vis
17		VIS DE REGLAGE VERTICAL H200 4X20	2	vis
18		VIS DE REGLAGE D'APPUI H200 4X16	2	vis
19		VIS DU SUPPORT DU GUIDE H200 4X4	1	vis
20		VIS POUR GUIDE DE PERC. H200 4X16	2	vis

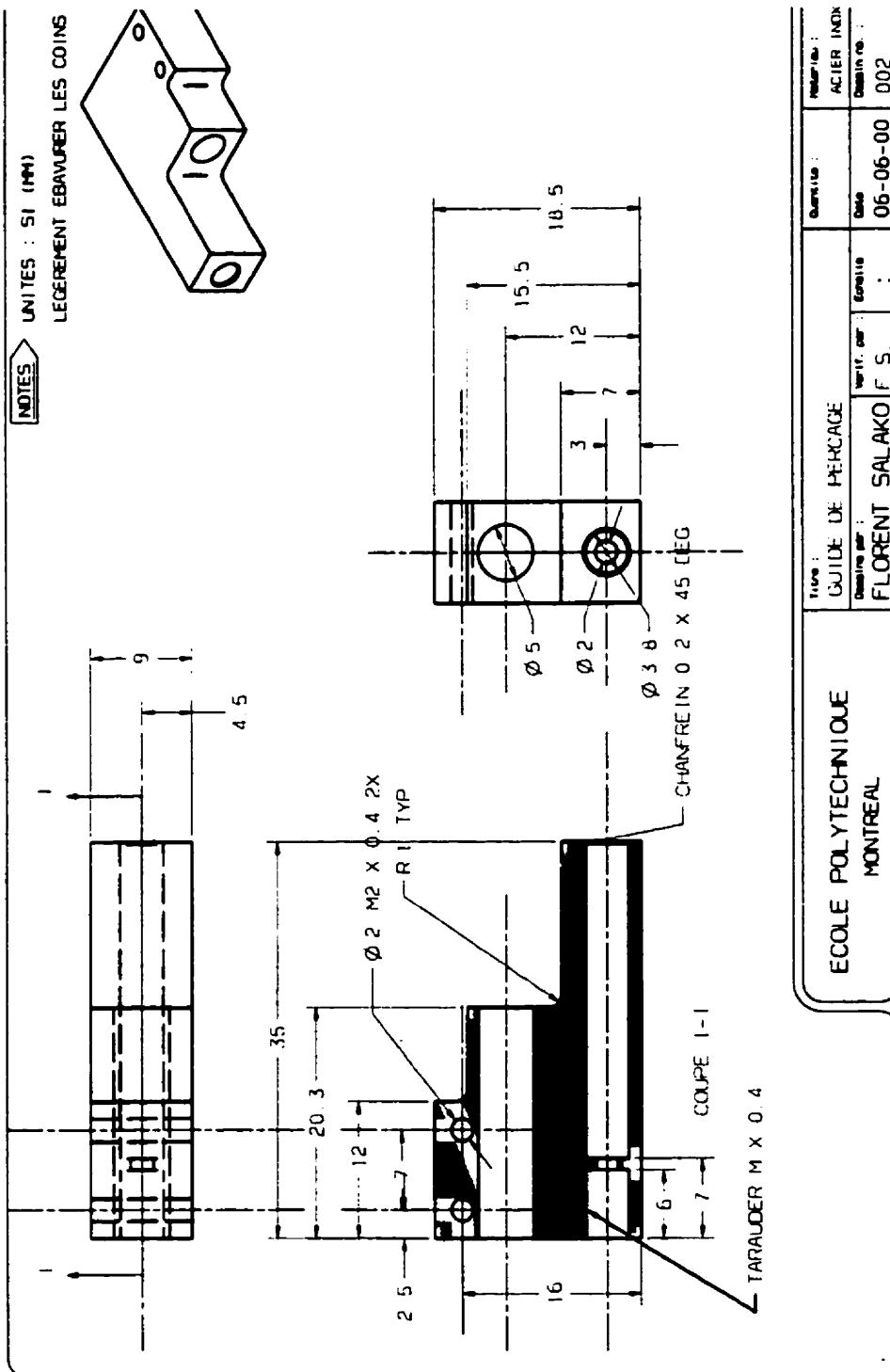


NOTES

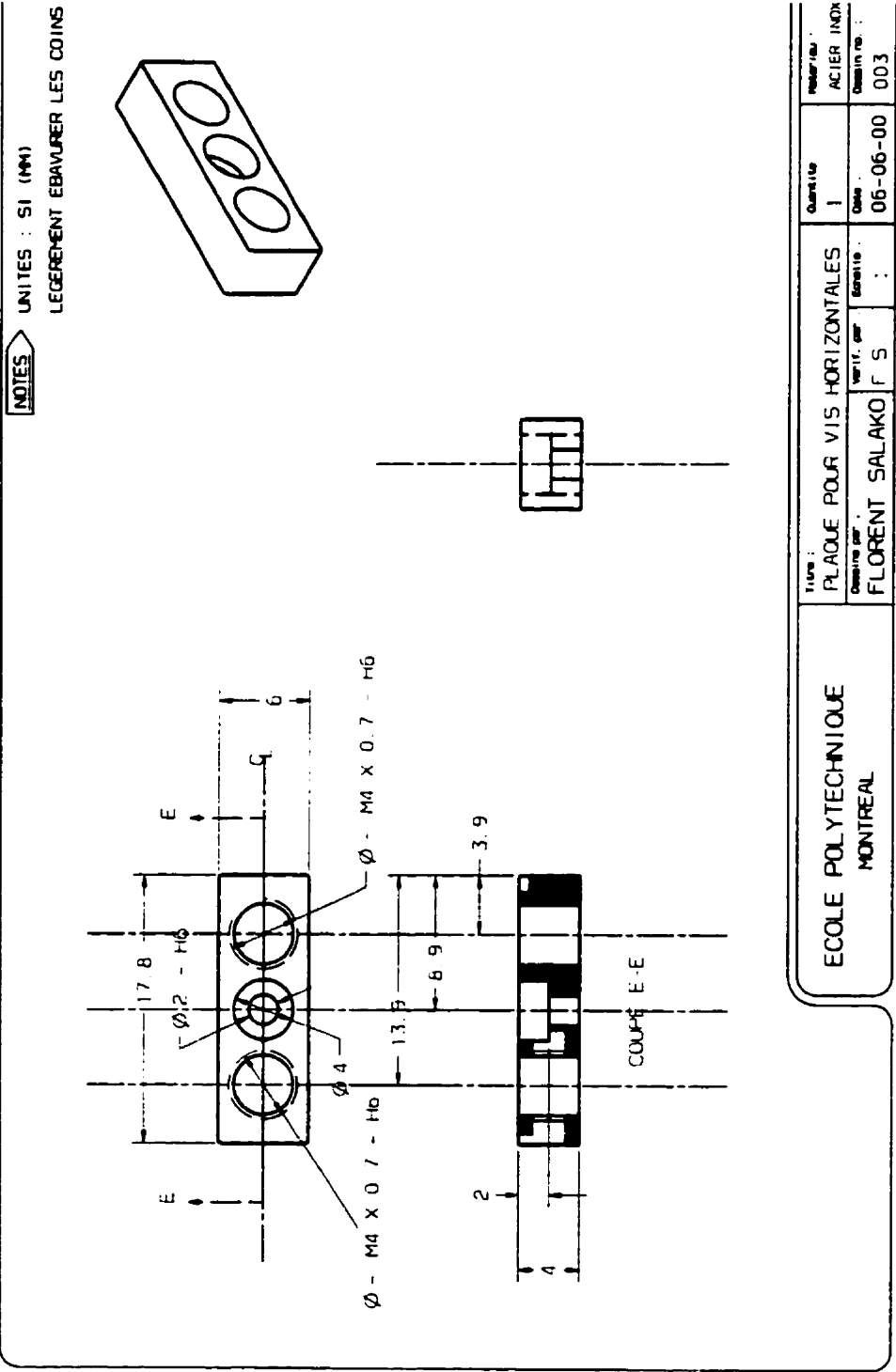
- POUR LES PIÈCES 15 A 20. COMMENCER DES VIS N° 40 4 L'INCLINER 20 PUIS AJUSTER LES LONGUEURS
- DOIT PERMETTRE UN ASSEMBLAGE COLLISSANT. RÉDUIRE LE DIAMÈTRE DES TÊTES DES VIS 15, 17, 18
- LES PIÈCES 11 ET 13 SONT IDENTIQUES IL N'Y A PAS DE DESSIN NUMÉRIQUE 013 FAIRE RÉFÉRENCE AU DESSIN 011 POUR LA PIÈCE 13

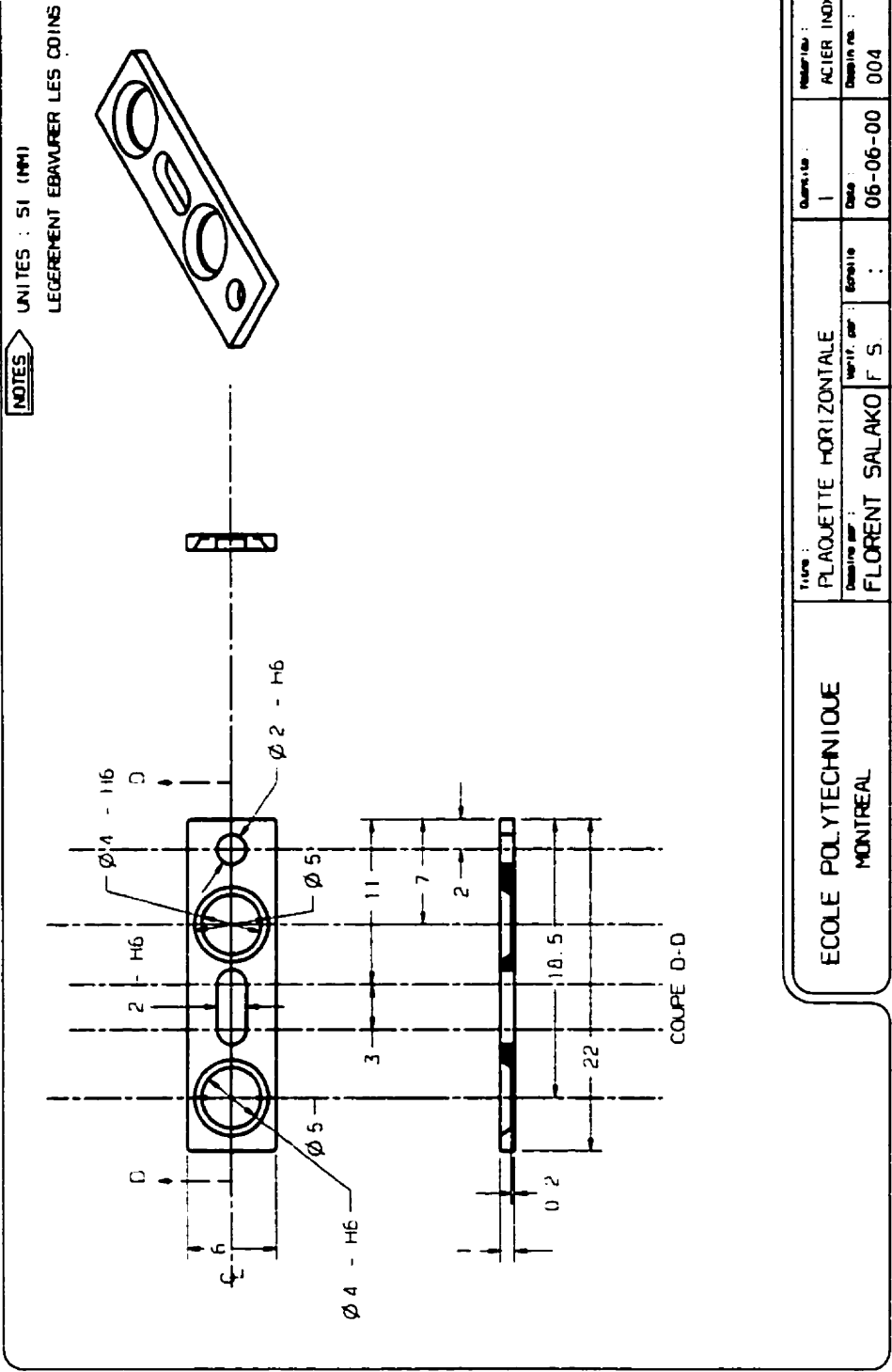
ECOLE POLYTECHNIQUE MONTREAL		Titre : MECANISME DE GUIDAGE		Quantité : 1	Unité : SI (MM)
FLORENT SALAKO		dessiné par :	Exécuté :	Date : 06-06-00	Quantité : 000



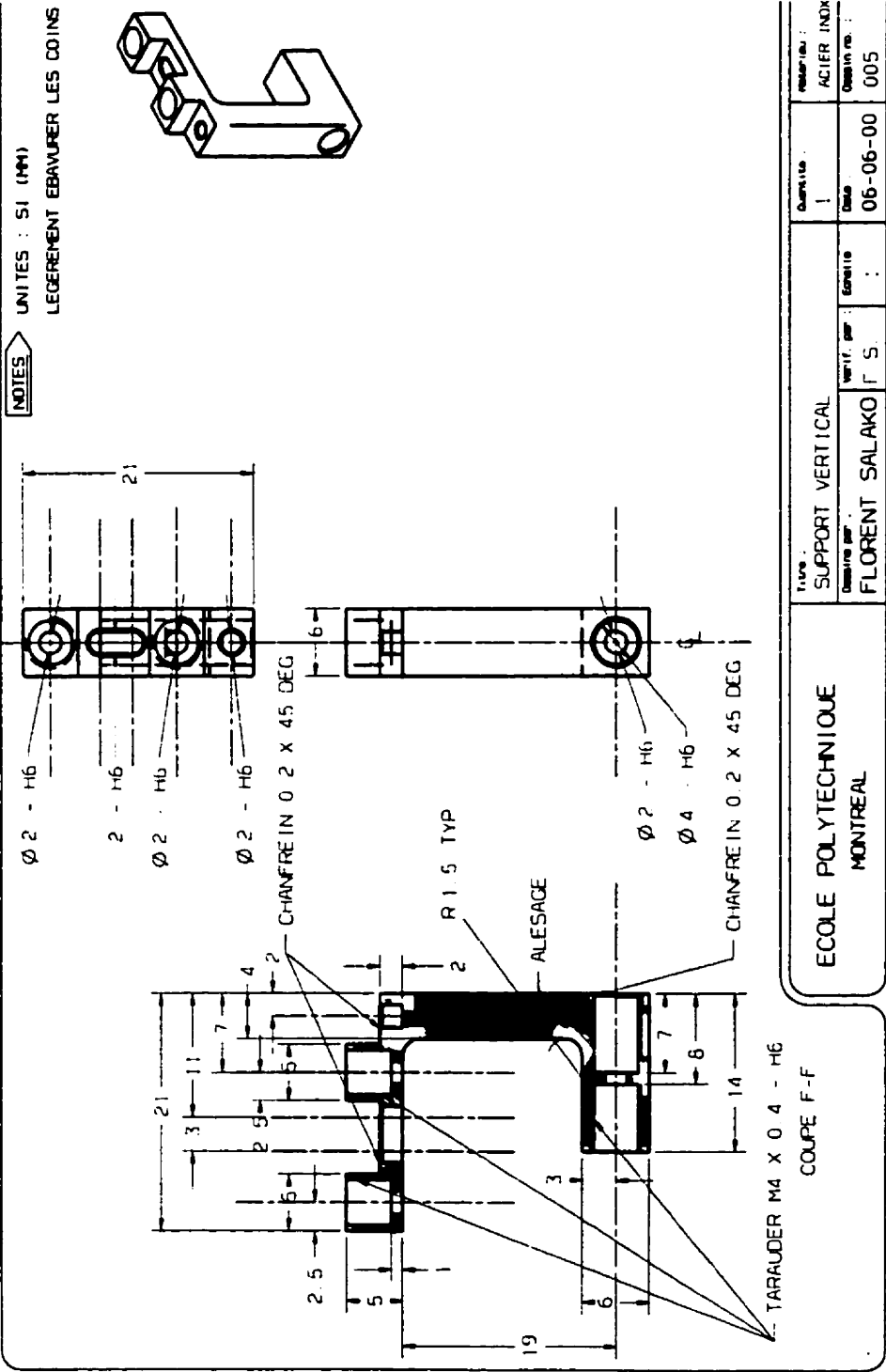


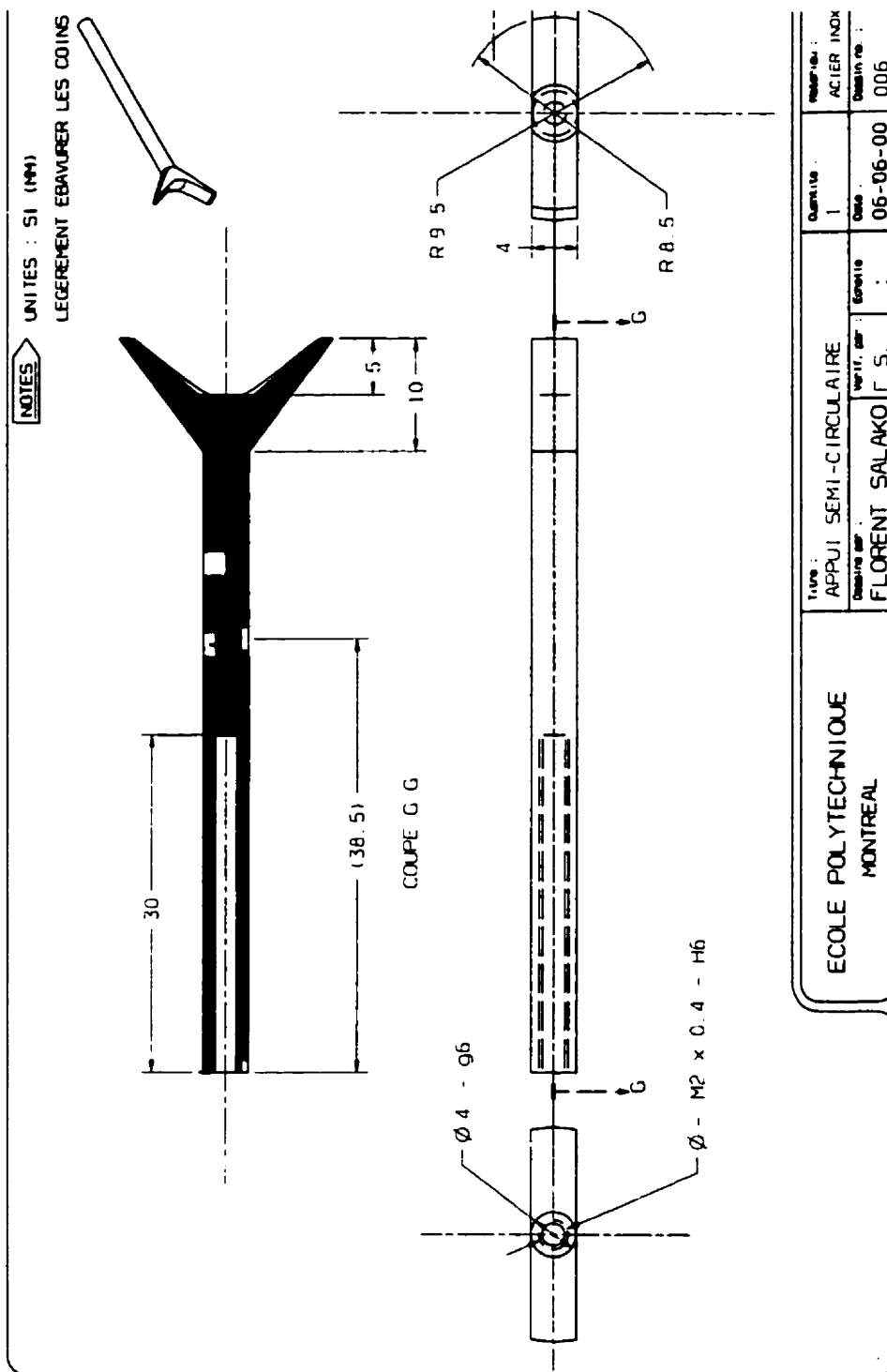


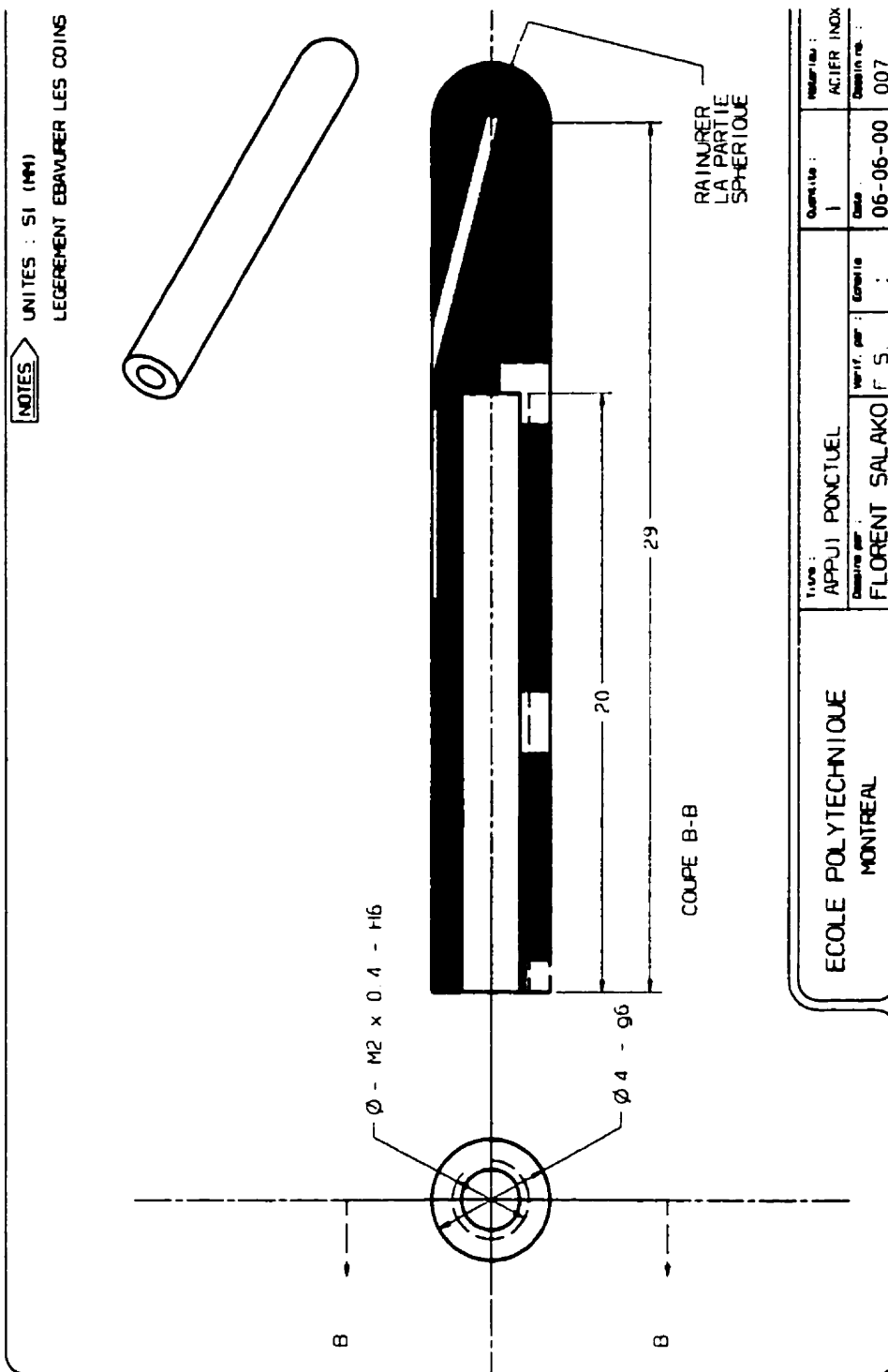




ECOLE POLYTECHNIQUE  
MONTREAL



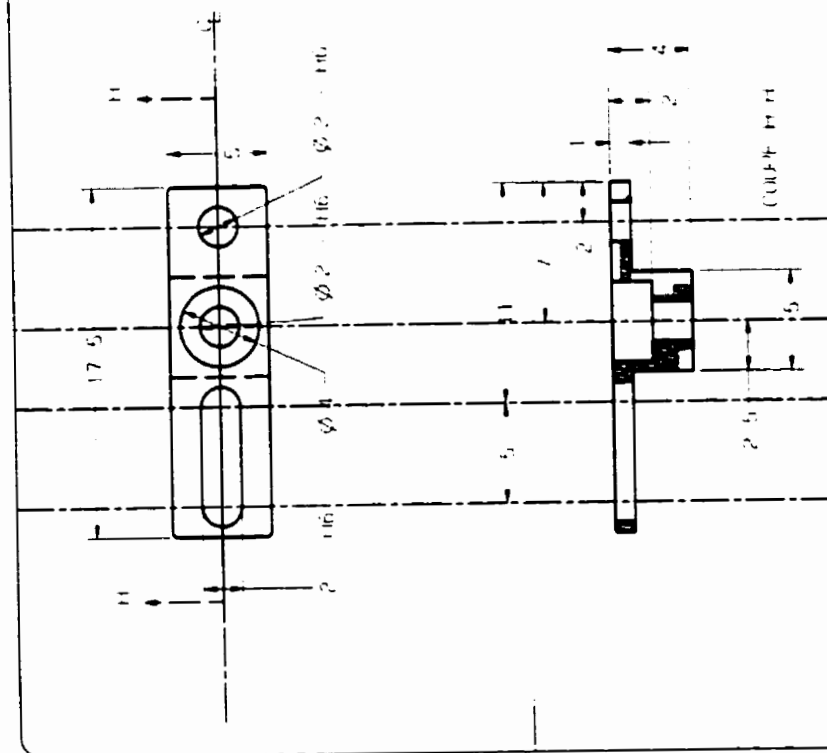
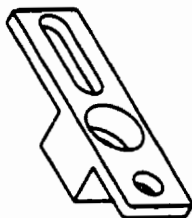




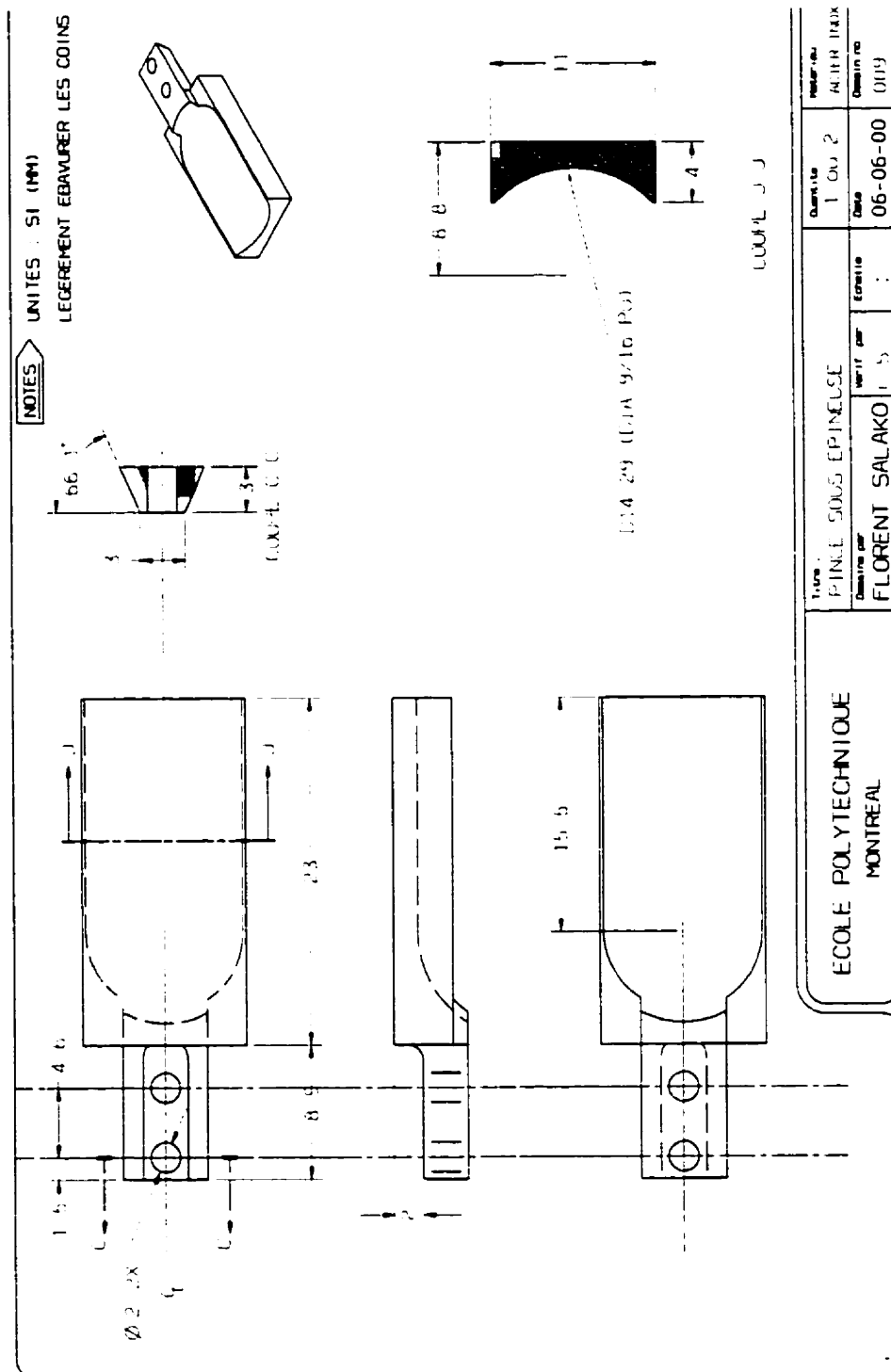
NOTES

UNITES : SI (MM)

LEGEREMENT EBAVURER LES COINS

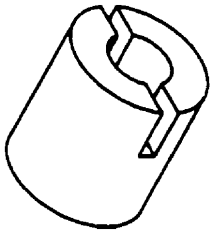
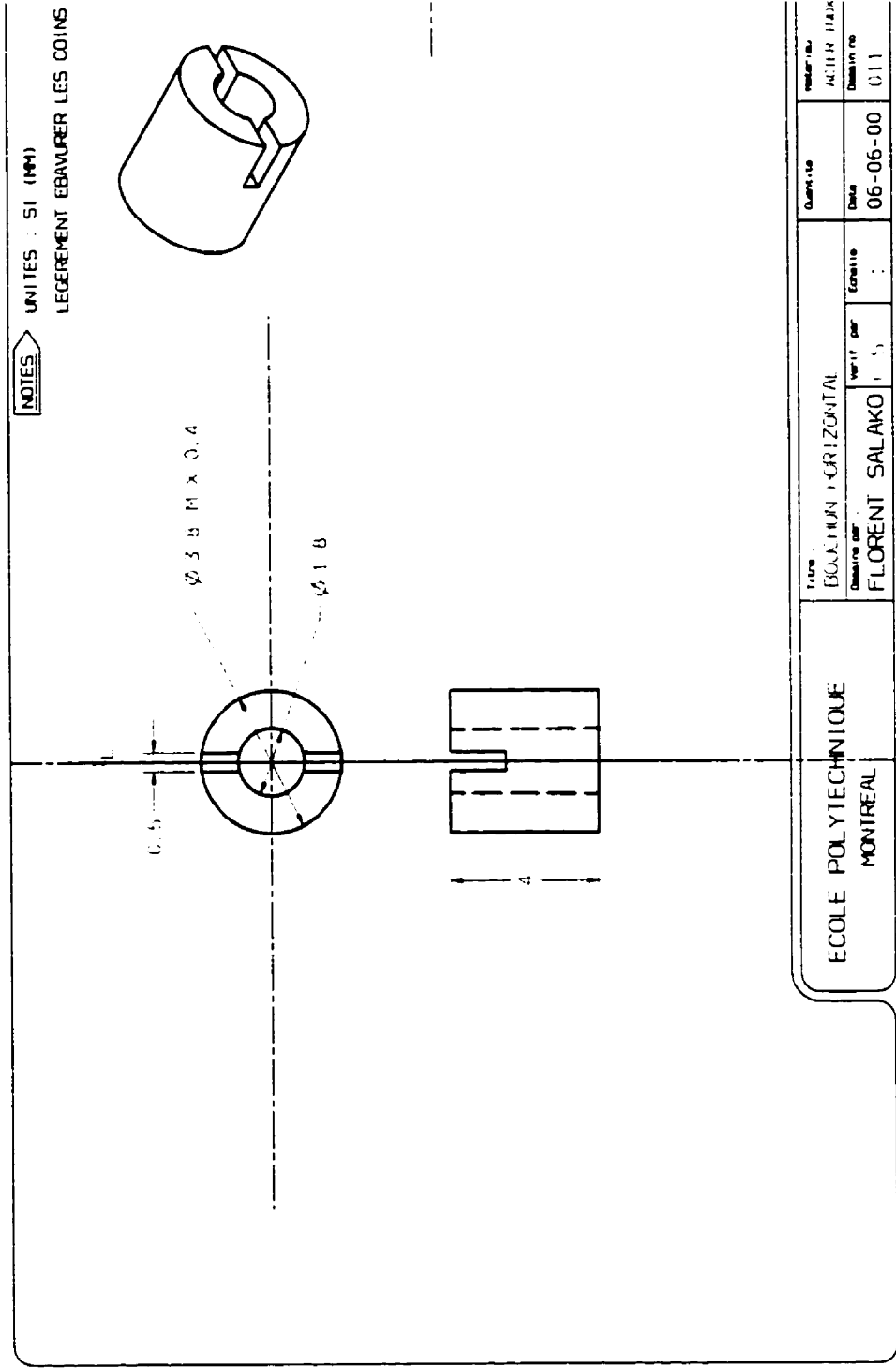


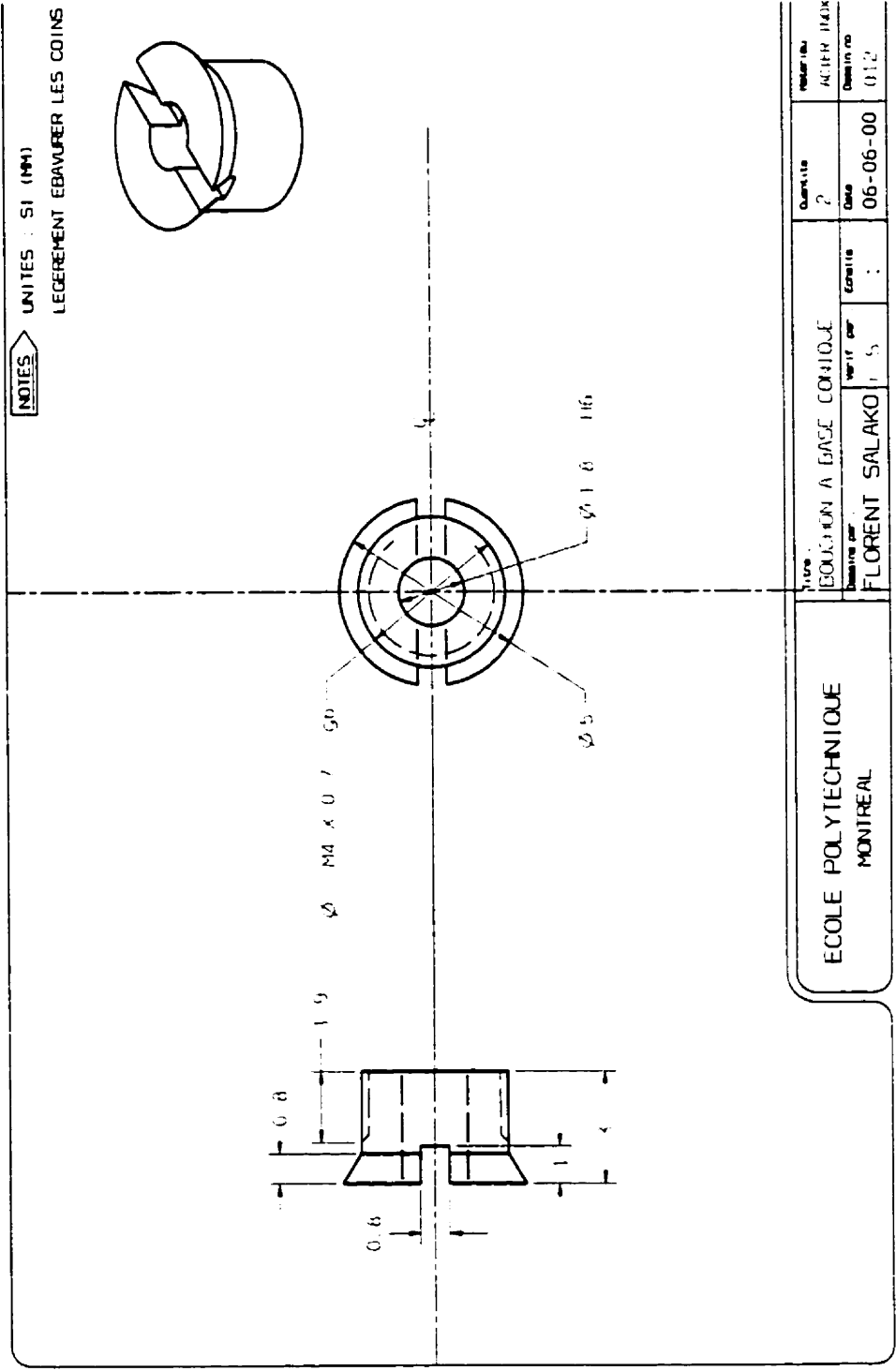
ECOLE POLYTECHNIQUE MONTREAL		TITRE : PLATE VERTICALE		Quantité : 1	Matériau : ALU 6061 T6
Designé par : FLORENT SALAKO		Verifié par : S	Échelle : 1:1	Date : 06-06-00	Dimension : 008







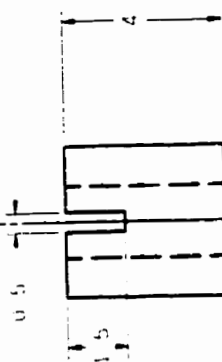
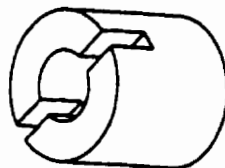
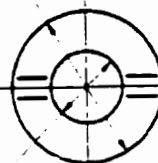




NOTES

UNITES : SI (MM)

LEGEREMENT EBAVURER LES COINS

 $\phi 38 \text{ M} \times 0.4$  $\phi 18$ 

ECOLE POLYTECHNIQUE  
MONTREAL

Titre  
DOULEUR (07/08/01)

Consigne par  
FLORENT SALAKO

Vente par  
( )

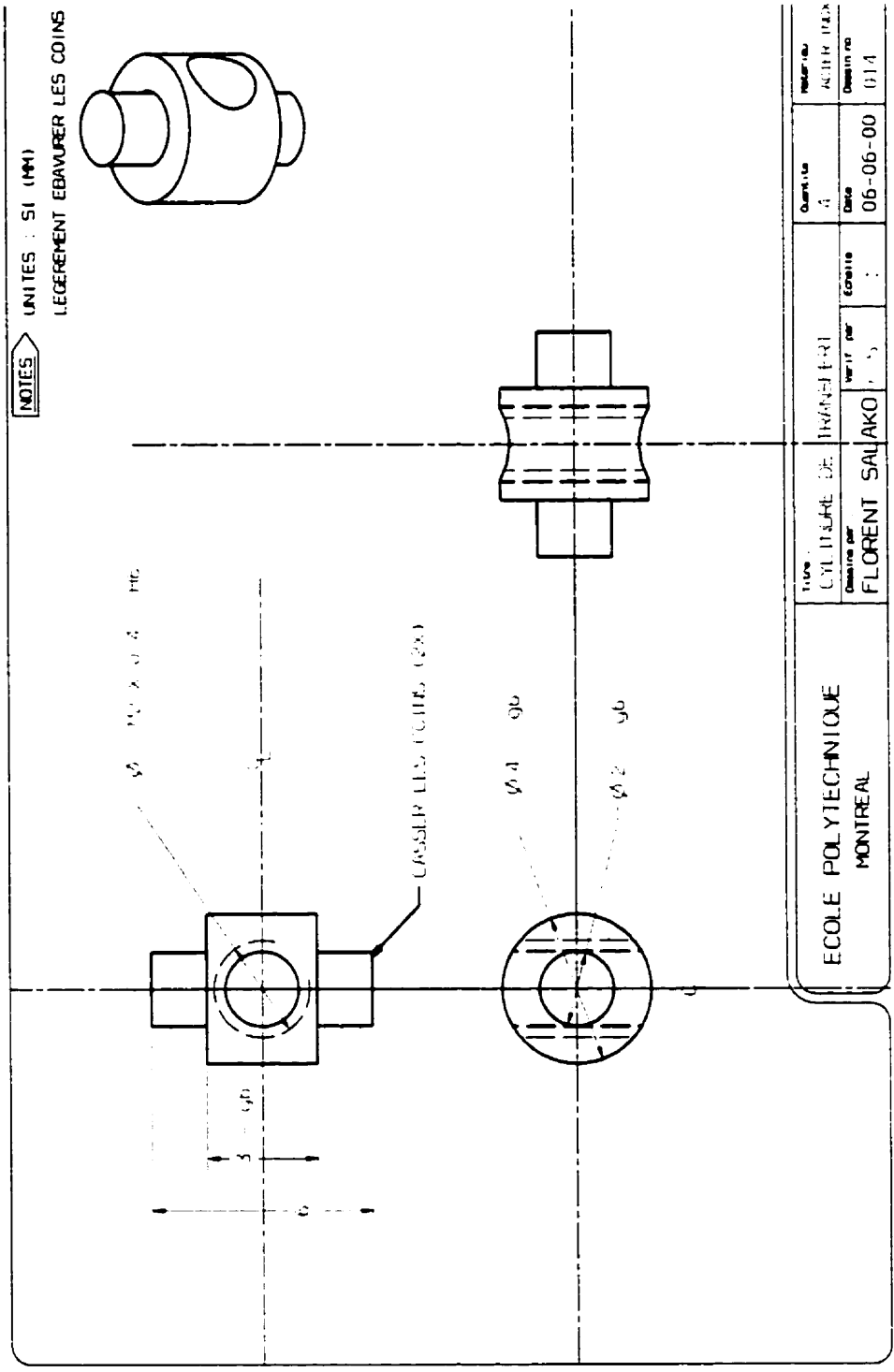
Exécuté  
:

Date  
06-06-00

Matériau  
ALU 6061 T63A

Quantité  
Quantité

Dimension  
0115



ECOLE POLYTECHNIQUE MONTREAL		TITRE CYLINDRE DE DROITE DE FLORENT SALAKO		Dessiné par FLORENT SALAKO		Vérifié par FLORENT SALAKO		Date 06-06-00		Quantité 1		Matériau ALUMIN 1020		Quantité 1	
---------------------------------	--	---	--	-------------------------------	--	-------------------------------	--	------------------	--	---------------	--	-------------------------	--	---------------	--

## **ANNEXE C**

### **FORMATS DE FICHIERS STEP, MOVIE ET STL**

Au cours du projet, différents formats de fichiers ont été utilisés dont le format STEP pour l'importation de géométries sur un logiciel de conception assistée par ordinateur, le format STL pour le prototypage rapide et le format Movie.BYU pour les vertèbres reconstruites. Cette annexe présente sommairement ces trois formats de fichier.

#### **C.1 Format de fichier STEP**

Le format de fichier STEP (« ISO 10 303 Industrial automation systems – Product data representation and exchange » ou « Standard for the exchange of product model data ») est un format standard d'échange de données permettant de décrire de façon non ambiguë des informations à propos d'un produit, selon une structure aussi bien interprétable par un humain que par un ordinateur. Ceci est possible par l'utilisation du langage de modélisation EXPRESS, permettant de décrire la structure des données aussi bien que les contraintes associées. Ce format sert aussi à la description des aspects applicatifs liés à la modélisation 3D mais ces éléments ne seront pas expliqués ici.

Parmi les protocoles d'application de STEP, la partie 42, « représentation géométrique et topologique », qui fait partie des « ressources génériques intégrées » (« integrated generic resources ») définit les représentations standards pour les formes des pièces, indépendamment de l'utilisation qui sera faite de cette information. Seuls certains éléments liés à la description de la géométrie et de la topologie d'un produit simple (utilisant uniquement des faces planes limitées par des lignes) seront présentés ici.

### C.1.1 Structure du fichier STEP et déclarations des entités géométriques et topologiques

Le fichier STEP est composé de trois parties distinctes (figure C.1). Dans un fichier de format STEP, chaque ligne se termine par un point-virgule.

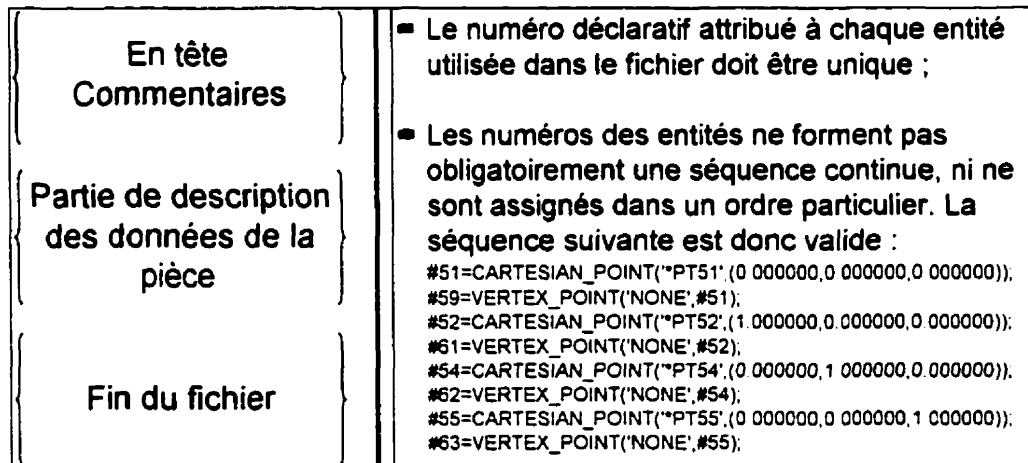


Figure C.1 - Structure du fichier de format STEP

#### C.1.1.1 En-tête

La première section comprend les renseignements à propos du nom du fichier, de l'interface de transfert utilisé et du nom du logiciel de modélisation utilisé. Elle débute par les mots réservés suivants :

```
ISO-10303-21;
HEADER;
...
ENDSEC;
```

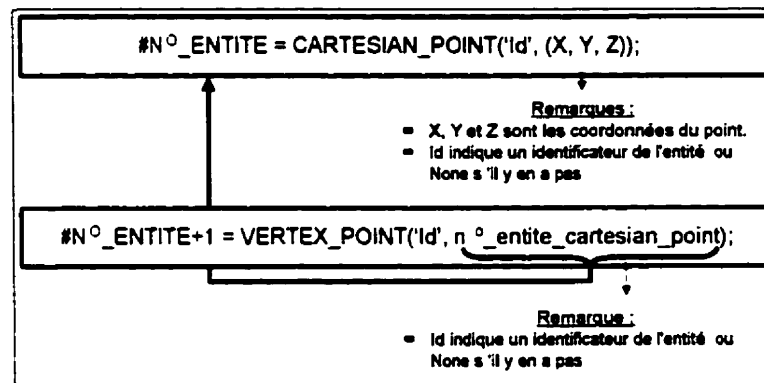
### C.1.1.2 Description des entités

La seconde section contient la déclaration des entités du produit. Elle commence par le mot réservé « DATA; ». Les 46 premières entités (format utilisé ici) donnent uniquement de l'information générale. On y retrouve entre autres l'unité du modèle. Le nombre d'entités peut varier mais la dernière est toujours

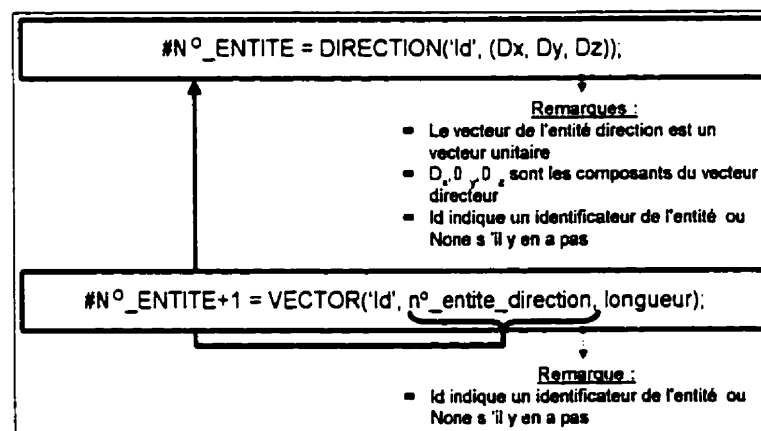
UNCERTAINTY\_MEASURE\_WITH\_UNIT(...);

Les entités suivantes permettent de définir les entités géométriques et topologiques descriptives de la géométrie du produit. Ces entités sont présentées de la figure C.2 à la figure C.7. Les entités utilisées sont :

- Le point ;
- Le sommet ;
- La direction ;
- Le vecteur ;
- La ligne ;
- L'arête ;
- L'arête orientée ;
- La boucle d'arêtes ;
- Le contour externe d'une face ;
- Le système d'axes ;
- La face ;
- L'aire ouverte.



**Figure C.2 - Définition d'un point et d'un sommet**



**Figure C.3 - Définition d'une direction et d'un vecteur**



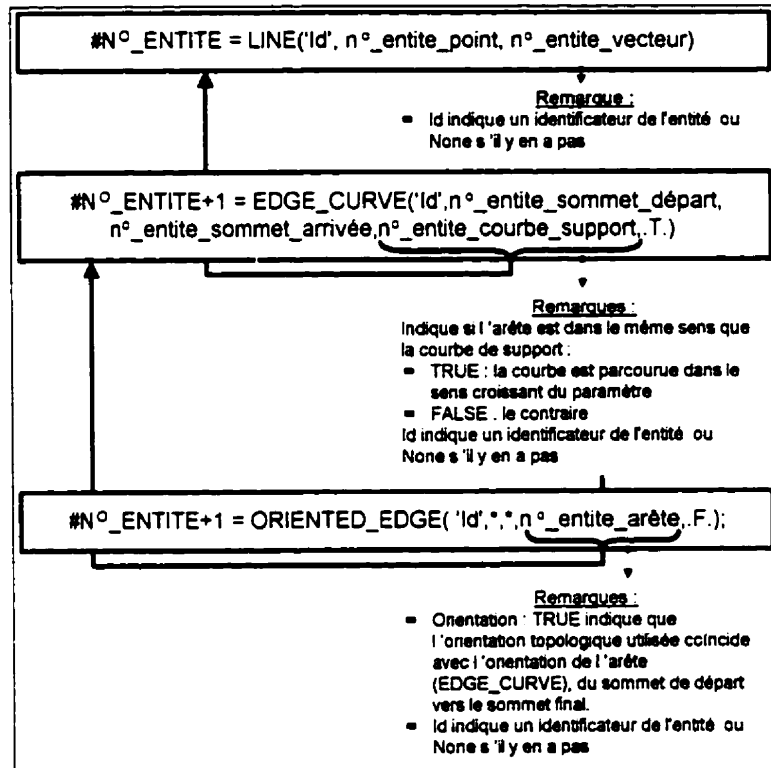


Figure C.4 - Définition d'une ligne, d'une arête et d'une arête orientée

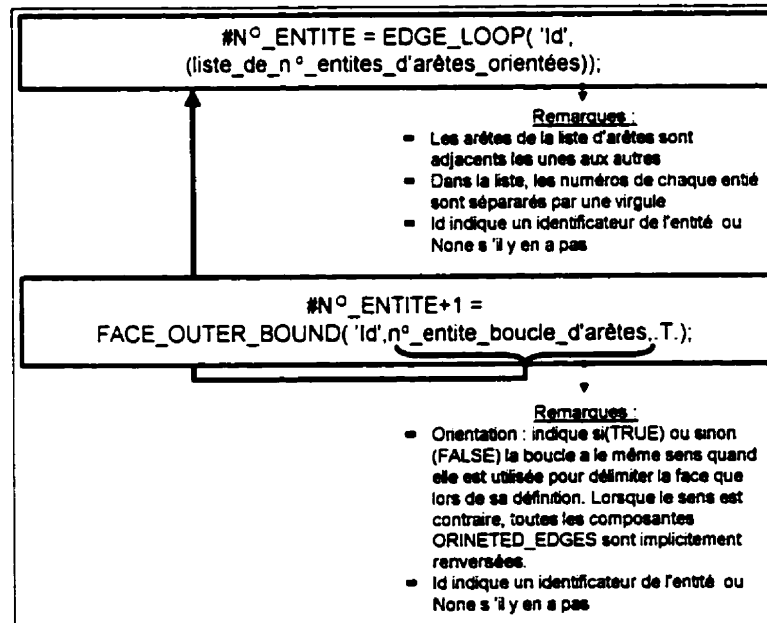
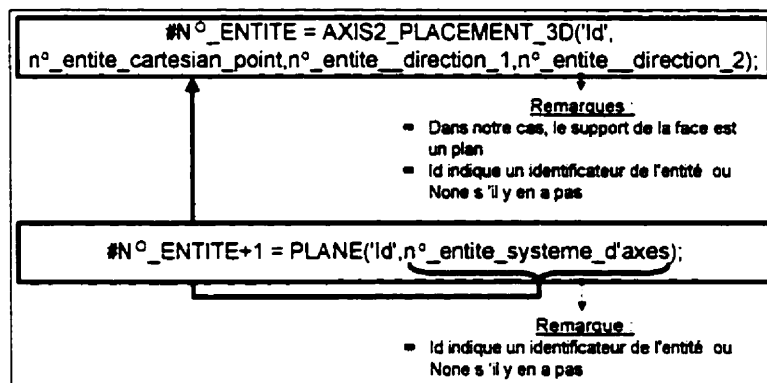
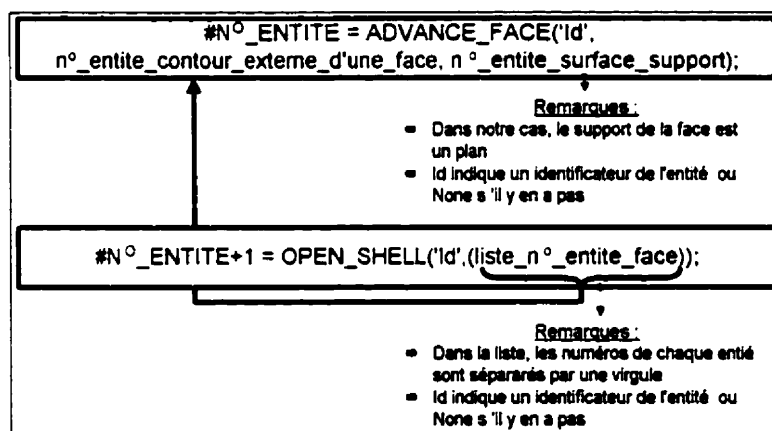


Figure C.5 - Définition d'une boucle d'arêtes et d'un contour externe d'une face



**Figure C.6 - Définition d'un plan et d'un système d'axes**



**Figure C.7 - Définition d'une face et d'une aire ouverte**

Les entités suivantes servent à définir au sein d'une seule entité toutes les faces définies dans le modèle. Pour cela, le fichier STEP comporte les entités suivantes :

```
SHELL_BASED_SURFACE_MODEL('Id', (n°_liste_entite_open_shell));
MANIFOLD_SURFACE_SHAPE_REPRESENTATION('*MASTER',
(n°_liste_entite_shell_based_surface_model), #45);
```

### C.1.1.3 Fin du fichier

La section finale termine le fichier avec les mots réservés suivants :

ENDSEC;  
END-ISO-10303-21;

Un exemple d'application de ces déclaratifs et du format complet nécessaire à la définition de produit dans un fichier STEP est présenté à la section suivante. Ce fichier STEP a été obtenu avec le programme de transfert STEP développé pour le projet. La structure de définition d'une face correspond à celle présentée à figure 2.6. Le modèle utilisé est un cube unitaire (figure C.7).

### C.1.2 Exemple partiel d'un fichier STEP d'un cube

```
ISO-10303-21;
HEADER;
FILE_DESCRIPTION(('', '1');
FILE_NAME('CUBE_B_REP_STP',
'1999-03-25T18:47:47-05:00',
(''),
(''),
'CATIA.STEP INTERFACE',
'CATIA SOLUTIONS V4  RELEASE 1.9 FR 4.1.9',
'');
FILE_SCHEMA(('CONFIG_CONTROL_DESIGN'));
ENDSEC;

DATA;
#1=APPLICATION_CONTEXT('configuration controlled 3D designs of mechanical parts and
assemblies');
#2=APPLICATION_PROTOCOL_DEFINITION('international standard','config_control_design',1994,#1);
#3=PERSON('111111','Last_Name','First_Name',$,$,$);
#4=ORGANIZATION($,'Name','');
#5=PERSONAL_ADDRESS($,$,$,$,$,$,$,$,'Telephone_Number',$,$,($3),'');
#6=DATE_AND_TIME(#7,#9);
#7=CALENDAR_DATE(1999,25,3);
#8=COORDINATED_UNIVERSAL_TIME_OFFSET(5,0,BEHIND.);
#9=LOCAL_TIME(18,47,45.0000000000,#8);
#10=PERSON_AND_ORGANIZATION(#3,#4);
#11=SECURITY_CLASSIFICATION_LEVEL('unclassified');
#12=SECURITY_CLASSIFICATION('','',#11);
#13=PERSON_AND_ORGANIZATION_ROLE('classification_officer');
#14=CC_DESIGN_PERSON_AND_ORGANIZATION_ASSIGNMENT(#10,#13,($12));
#15=DATE_TIME_ROLE('classification_date');
#16=CC_DESIGN_DATE_AND_TIME_ASSIGNMENT(#6,#15,($12));
#17=APPROVAL_ROLE('APPROVER');
#18=APPROVAL_STATUS('not_yet_approved');
#19=APPROVAL(#18,'');
```

```

#20=CC_DESIGN_APPROVAL(#19,(#12,#35,#41));
#21=APPROVAL_PERSON_ORGANIZATION(#10,#19,#17);
#22=APPROVAL_DATE_TIME(#6,#19);
#23=PRODUCT_CATEGORY('part',$);
#24=DESIGN_CONTEXT(' ',#1,'design');
#25=MECHANICAL_CONTEXT(' ',#1,'mechanical');
#26=DIMENSIONAL_EXPONENTS(0.00000000000,0.00000000000,0.00000000000,0.00000000000,0.0
0000000000,0.00000000000,0.00000000000);
#27=(LENGTH_UNIT()NAMED_UNIT(*)SI_UNIT(.MILLI,..METRE.));
#28=(NAMED_UNIT(*)PLANE_ANGLE_UNIT()SI_UNIT($,.RADIAN.));
#29=PLANE_ANGLE_MEASURE_WITH_UNIT(PLANE_ANGLE_MEASURE(0.01745329251),#28);
#30=(CONVERSION_BASED_UNIT('DEGREE',#29)NAMED_UNIT(#26)PLANE_ANGLE_UNIT());
#31=(NAMED_UNIT(*)SI_UNIT($,.STERADIAN.)SOLID_ANGLE_UNIT());
#32=PRODUCT('*MASTER',' ',#25);
#33=PERSON_AND_ORGANIZATION_ROLE('design_owner');
#34=CC_DESIGN_PERSON_AND_ORGANIZATION_ASSIGNMENT(#10,#33,(#32));
#35=PRODUCT_DEFINITION_FORMATION_WITH_SPECIFIED_SOURCE('
',#32,.NOT_KNOWN.);
#36=CC_DESIGN_SECURITY_CLASSIFICATION(#12,(#35));
#37=PERSON_AND_ORGANIZATION_ROLE('creator');
#38=CC_DESIGN_PERSON_AND_ORGANIZATION_ASSIGNMENT(#10,#37,(#35,#41));
#39=PERSON_AND_ORGANIZATION_ROLE('design_supplier');
#40=CC_DESIGN_PERSON_AND_ORGANIZATION_ASSIGNMENT(#10,#39,(#35));
#41=PRODUCT_DEFINITION(' ',#35,#24);
#42=DATE_TIME_ROLE('creation_date');
#43=CC_DESIGN_DATE_AND_TIME_ASSIGNMENT(#6,#42,(#41));
#44=PRODUCT_DEFINITION_SHAPE(' ',#41);
#45=(GEOMETRIC_REPRESENTATION_CONTEXT(3)GLOBAL_UNCERTAINTY_ASSIGNED_CO
NTEXT((#46))GLOBAL_UNIT_ASSIGNED_CONTEXT((#27,#30,#31))REPRESENTATION_CONTE
XT('*MASTER','WORKSPACE'));
#46=UNCERTAINTY_MEASURE_WITH_UNIT(LENGTH_MEASURE(0.100000000000),#27,TOL_C
RV,'CONFUSED CURVE UNCERTAINTY');
#51=CARTESIAN_POINT('*PT51',(0.000000,0.000000,0.000000));
#59=VERTEX_POINT('NONE',#51);
#52=CARTESIAN_POINT('*PT52',(1.000000,0.000000,0.000000));
#60=VERTEX_POINT('NONE',#52);
#53=CARTESIAN_POINT('*PT53',(1.000000,1.000000,0.000000));
#61=VERTEX_POINT('NONE',#53);
#57=CARTESIAN_POINT('*PT57',(1.000000,1.000000,1.000000));
#65=VERTEX_POINT('NONE',#57);
#67=DIRECTION('NONE',(0.000000,1.000000,0.000000));
#68=VECTOR('NONE',#67,1.00000000000);
#69=LINE('*LN69',#52,#68);
#70=DIRECTION('NONE',(-1.000000,-1.000000,0.000000));
#71=VECTOR('NONE',#70,1.00000000000);
#72=LINE('*LN72',#53,#71);
#73=DIRECTION('NONE',(1.000000,0.000000,0.000000));
#74=VECTOR('NONE',#73,1.00000000000);
#75=LINE('*LN75',#51,#74);
#76=EDGE_CURVE('NONE',#60,#61,#69,.T.);
#77=EDGE_CURVE('NONE',#61,#59,#72,.T.);
#78=EDGE_CURVE('NONE',#59,#60,#75,.T.);
#79=ORIENTED_EDGE('NONE',*,*,#76,.T.);

```

```

#80=ORIENTED_EDGE('NONE',*,*,#77,.T.);
#81=ORIENTED_EDGE('NONE',*,*,#78,.T.);
#82=EDGE_LOOP('NONE',(#79,#80,#81));
#83=FACE_OUTER_BOUND('NONE',#82,.T.);
#84=DIRECTION('NONE',(0.000000,-0.000000,1.000000));
#85=DIRECTION('NONE',(-1.000000,0.000000,0.000000));
#86=AXIS2_PLACEMENT_3D('NONE',#52,#84,#85);
#87=PLANE('NONE',#86);
#88=ADVANCED_FACE('*FAC88',(#83),#87,.T.);
#89=OPEN_SHELL('NONE',(#88));

...
#397=DIRECTION('NONE',(0.000000,-1.000000,0.000000));
#398=VECTOR('NONE',#397,1.000000000000);
#399=LINE('*LN399',#53,#398);
#400=DIRECTION('NONE',(0.000000,1.000000,1.000000));
#401=VECTOR('NONE',#400,1.000000000000);
#402=LINE('*LN402',#52,#401);
#403=DIRECTION('NONE',(0.000000,0.000000,-1.000000));
#404=VECTOR('NONE',#403,1.000000000000);
#405=LINE('*LN405',#57,#404);
#406=EDGE_CURVE('NONE',#61,#60,#399,.T.);
#407=EDGE_CURVE('NONE',#60,#65,#402,.T.);
#408=EDGE_CURVE('NONE',#65,#61,#405,.T.);
#409=ORIENTED_EDGE('NONE',*,*,#406,.T.);
#410=ORIENTED_EDGE('NONE',*,*,#407,.T.);
#411=ORIENTED_EDGE('NONE',*,*,#408,.T.);
#412=EDGE_LOOP('NONE',(#409,#410,#411));
#413=FACE_OUTER_BOUND('NONE',#412,.T.);
#414=DIRECTION('NONE',(-1.000000,0.000000,0.000000));
#415=DIRECTION('NONE',(0.000000,0.000000,1.000000));
#416=AXIS2_PLACEMENT_3D('NONE',#53,#414,#415);
#417=PLANE('NONE',#416);
#418=ADVANCED_FACE('*FAC418',(#413),#417,.T.);
#419=OPEN_SHELL('NONE',(#418));
#426=SHELL_BASED_SURFACE_MODEL('NONE',(#89,#119,#149,#179,#209,#239,#269,#299,#329,#
359,#389,#419));
#427=MANIFOLD_SURFACE_SHAPE_REPRESENTATION('*MASTER',(#426),#45);
#428=SHAPE_REPRESENTATION_RELATIONSHIP('','',#430,#427);
#429=SHAPE_DEFINITION_REPRESENTATION(#44,#427);
#430=SHAPE_REPRESENTATION('*MASTER',(#434),#45);
#431=CARTESIAN_POINT('NONE',(0.000000000000,0.000000000000,0.000000000000));
#432=DIRECTION('NONE',(1.000000000000,0.000000000000,0.000000000000));
#433=DIRECTION('NONE',(0.000000000000,0.000000000000,1.000000000000));
#434=AXIS2_PLACEMENT_3D('NONE',#431,#433,#432);
#435=PRODUCT_RELATED_PRODUCT_CATEGORY('detail',S,(#32));
#436=PRODUCT_CATEGORY_RELATIONSHIP('','',#23,#435);
ENDSEC;
END-ISO-10303-21;

```

## C.2 Format Movie.BYU

Le format du fichier Movie.BYU est un format décrivant un objet tridimensionnel par une série de triangles ou de quadrilatères. Pour le cas de pièces fermées, l'ensemble des triangles ou quadrilatères délimitent un volume dans l'espace. Par contre, les informations contenues dans le fichier ne suffisent pas pour garantir que le volume est correctement fermé. Pour cela, il faut utiliser un outil de vérification.

Le fichier comprend trois parties :

- L'en-tête ;
- Les coordonnées des nœuds ;
- Les connectivités des polygones.

### C.2.1 L'en-tête

L'en-tête comprend les informations suivantes :

```
NP NJ NPT NEDGE IROW
NS1 NE1 ... NSi NEi ... NSNP NENP
```

où

NP	est le nombre d'objet ;
NJ	est le nombre total de nœuds ;
NPT	est le nombre de polygones ;
NEDGE	est le nombre total d'arêtes ;
IROW	est un paramètre inutilisé valant 0 (non inscrit) ;
NS <sub>i</sub>	est la première limite du champ de polygones de l'objet i ;
NE <sub>i</sub>	est la dernière limite du champ de polygones de l'objet i ;

Aucune ponctuation n'est nécessaire.

### **C.2.2 Coordonnées des nœuds**

La seconde section contient les coordonnées x, y et z de chaque point, sous le format suivant :

X Y Z

Il peut y avoir plusieurs points définis sur une même ligne. Aucune ponctuation n'est nécessaire pour séparer les points.

### **C.2.3 Connectivités des polygones**

La dernière section décrit les connectivités des polygones des objets de la manière suivante :

$N_{k1} \dots -N_{kj}$

où

$N_{ki}$  est une référence vers le numéro i du nœud appartenant au polygone k  
( $1 \leq k \leq NPT$ ) et  
( $1 \leq i \leq NJ$ ) ;

- est un signe négatif (-) indique le dernier nœud du polygone k

j est le numéro du nœud du polygone k ( $1 \leq j \leq 3$  ou 4)

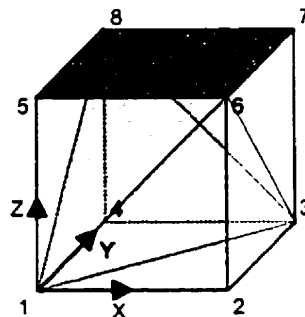
Les polygones peuvent être définis les uns à la suite des autres sur une ou plusieurs lignes. Un exemple de fichier de format movie d'un cube est présenté à la section ci-dessous.

### C.2.4 Exemple d'un fichier movie d'un cube unitaire

```

1  8  12 36
1  12
0  0  0
1  0  0
1  1  0
0  1  0
0  0  1
1  0  1
1  1  1
0  1  1
2  3  -1
4  1  -3
2  1  -6
5  6  -1
4  3  -8
7  8  -3
5  1  -8
4  8  -1
5  8  -6
7  6  -8
6  7  -2
3  2  -7

```



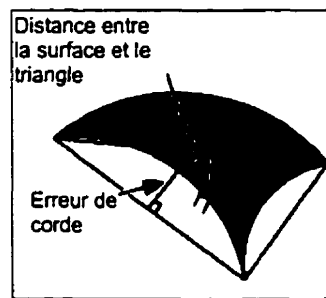
**Figure C.7 - Numéros des nœuds  
et système d'axes d'un cube**

## C.3 Format STL

### C.3.1 Description du format

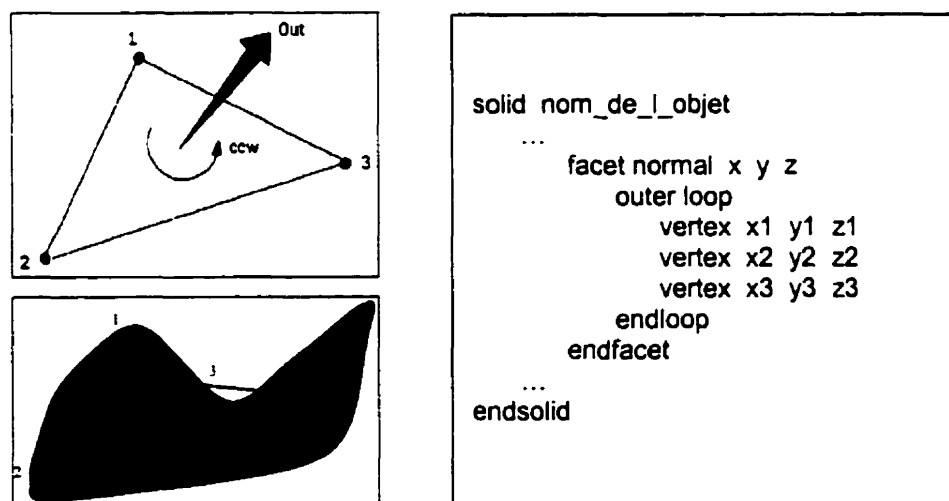
Le format de fichier STL est un format dans lequel l'enveloppe extérieure d'une pièce est décrite par une succession de triangles. La figure C.8 montre l'approximation faite par triangularisation de la géométrie et les sources d'erreurs possibles.





**Figure C.8 - Approximation d'une surface par un triangle et sources d'erreurs sur une triangularisation [tirée de Fadel et coll., 1996]**

Le fichier STL contient uniquement la description de tous les triangles résultant de l'approximation de la géométrie initiale. Chaque triangle est limité par 3 sommets (ou « vertex ») et la normale au triangle est donnée. Cette normale, qui permet d'identifier de quel côté se trouve l'intérieur de la pièce, pointe vers l'extérieur. La figure C.9 présente la structure et la grammaire du fichier STL, en format ASCII (un format binaire, non utilisé et non présenté ici existe aussi).



**Figure C.9 - Format du fichier STL en ASCII**

Le fichier STL comprend à la première ligne le nom de l'objet, précédé du mot réservé « solid » et le mot réservé « endsolid » à la dernière ligne. Il est possible de décrire plusieurs solides dans un seul fichier STL à condition qu'ils fassent parties du même

objet. Les mots réservés « solid » et « endsolid » ne doivent donc apparaître qu’une seule fois dans le fichier pour que ce dernier soit valide. Le reste du fichier comprend uniquement la description des facettes correspondant à chaque triangle. Il existe autant de « facet » qu’il existe de facettes triangulaires. Aucune ponctuation n’est nécessaire dans le fichier.

Ce format de fichier ne contient aucune description mathématique de la pièce de départ. Il s’agit donc d’une approximation. La section ci-dessous montre un exemple d’un fichier STL.

### C.3.2 Exemple partiel d’un fichier STL d’un cube unitaire

```
SOLID CATIA STL PRODUCT
...
  FACET NORMAL    -0.000000    0.000000    -1.000000
    OUTER LOOP
      VERTEX      1.000000    0.000000    0.000000
      VERTEX      1.000000    1.000000    0.000000
      VERTEX      0.000000    0.000000    0.000000
    ENDLOOP
  ENDFACET
  FACET NORMAL    0.000000    0.000000    -1.000000
    OUTER LOOP
      VERTEX      0.000000    1.000000    0.000000
      VERTEX      0.000000    0.000000    0.000000
      VERTEX      1.000000    1.000000    0.000000
    ENDLOOP
  ENDFACET
...
ENDSOLID
```

## ANNEXE D

### MODE D'EMPLOI DU PROGRAMME DE CALCUL DES PARAMÈTRES DE RÉGLAGE DU SECOND GUIDE

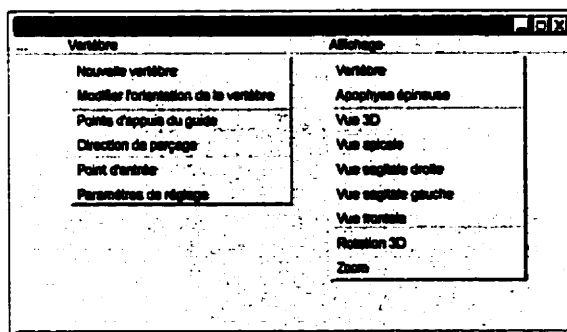
Le programme développé pour calculer les paramètres de réglage du second design du guide fonctionne sous Matlab Version 5.3 (R11) et les versions suivantes. Une fois le logiciel Matlab démarré, il faut se placer dans le répertoire « calcul\_angles » contenant les fichiers sources, avec la commande suivante :

```
cd [chemin_d_acces]\calcul_angles
```

Pour lancer le programme de calcul des paramètres de réglage du second guide, il faut taper la commande

TraiteVertebre

à l'invite de Matlab. L'interface apparaît alors. Les menus disponibles dans le programme sont résumés à la figure d.1.



**Figure D.1 - Menus du programme d'analyse**

**Remarque** : la commande

help calcul\_angles

donne un résumé de toutes les fonctions développées pour ce programme.

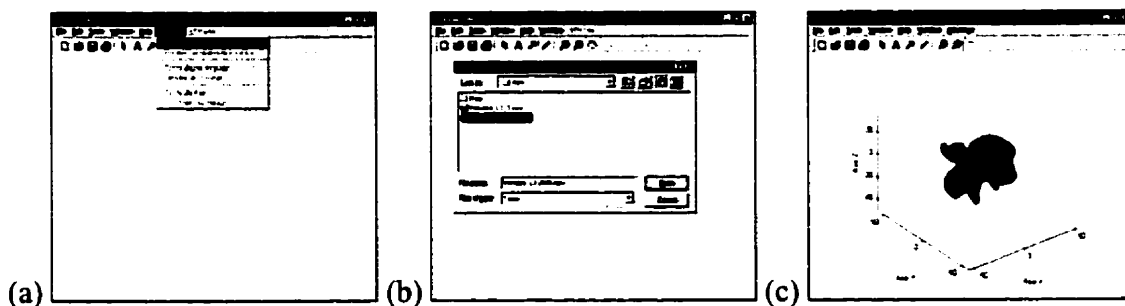
De même, la commande

`help nom_fonction`

renseigne plus en détail chaque fonction. Elle donne le synopsis (utile pour une recherche accélérée avec « lookfor ») de la fonction, une explication détaillée de son but, la syntaxe d'utilisation ainsi que les arguments d'entrée et de sortie. Pour les arguments, le format de chaque variable y est précisé.

## D.1 Traitement d'une nouvelle vertèbre

La première étape consiste à sélectionner la vertèbre à traiter. À l'activation du menu, une boîte de dialogue apparaît demandant à l'utilisateur de sélectionner le fichier movie de la vertèbre à traiter. Une fois le fichier sélectionné et validé, la vertèbre apparaît dans la zone graphique du programme (figure D.2). Le point de vue d'affichage est isométrique pour la première utilisation du logiciel. Si ce n'est pas la première vertèbre traitée, les angles de vue courants sont conservés.



**Figure D.2 - Ouverture d'une nouvelle vertèbre : (a) choix du menu d'une nouvelle vertèbre ; (b) menu de sélection d'un fichier movie ; (c) affichage de la vertèbre**

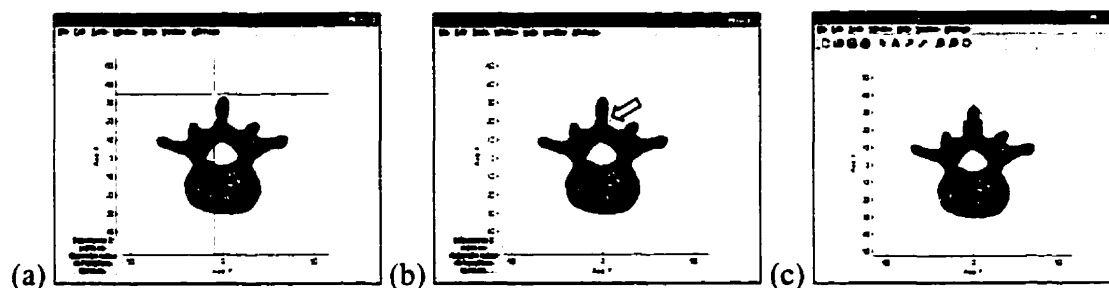
Une fois la vertèbre lue et affichée (sous forme filaire uniquement) dans la fenêtre graphique, les menus de modification de l'orientation de la vertèbre, de calcul des points d'appuis et de définition de la direction de perçage du guide sont activés de même que ceux de visualisation de la vertèbre (menu Affichage).

L'orientation de la vertèbre peut-être modifiée dans son système d'axes si nécessaire (voir paragraphe 2.5.2).

Les deux étapes suivantes sont indépendantes et peuvent être réalisées indépendamment l'une de l'autre. Cependant, il faut réaliser les deux opérations avant de pouvoir calculer les paramètres de réglage du guide.

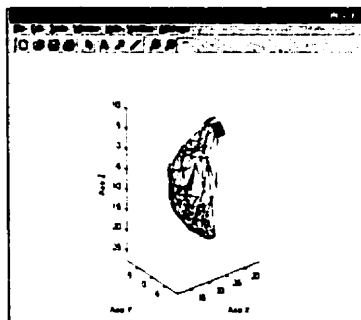
## D.2 Plans de contact

La première étape consiste à indiquer dans quelle région de l'espace se trouvent les points de l'apophyse épineuse. Pour cela, le programme affiche une vue de dessus de la vertèbre. L'identification des points de l'apophyse épineuse de la vertèbre se fait par la sélection d'un rectangle à l'intérieur duquel se trouveront les points d'appui du guide sur l'apophyse épineuse. L'utilisateur doit cliquer un point à l'extrémité d'une diagonale et glisser la souris jusqu'à l'autre extrémité de cette diagonale (en conservant le bouton gauche de la souris appuyé). Au relâchement du bouton, le programme traite les données des connectivités et des coordonnées des points à l'intérieur de la zone sélectionnée pour isoler l'apophyse épineuse. Il utilise les points retenus pour calculer les 4 points de contact entre la vertèbre et le guide lors du recalage. Une fois le calcul effectué, quatre symboles représentant les plans respectifs aux points de contacts sont affichés sur la vertèbre (figure D.3).



**Figure D.3 - Sélection de l'apophyse épineuse : (a) et (b) sélection des points de l'apophyse épineuse ; (c) points et plans de contacts calculés**

Les points de l'apophyse épineuse sélectionnés peuvent être affichés avec les plans de contact (sans le reste de la vertèbre) grâce au sous-menu Apophyse épineuse du menu « Affichage » (figure D.4).



**Figure D.4 - Affichage de l'apophyse épineuse seule**

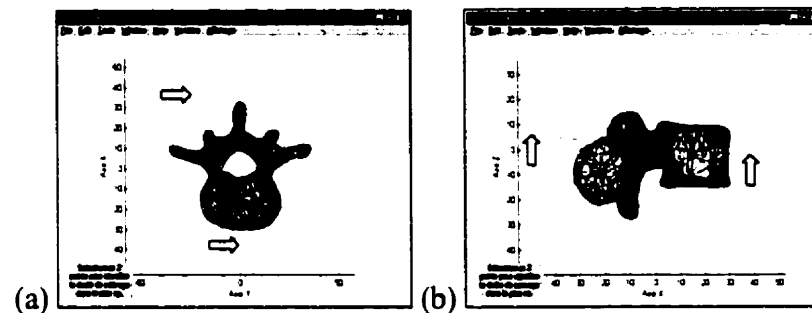
Si la sélection n'est pas celle voulue ou que les plans de contact semblent incorrects, le processus de sélection et de calcul des plans de contact peut être recommencé autant de fois que nécessaire.

**Remarque :** lors de la sélection de l'apophyse épineuse, il ne faut pas inclure des points trop antérieurs. En effet, dans cette région, sur l'apophyse épineuse, la surface de la vertèbre a une pente positive dans un plan sagittal. Les points limites de la région épineuse forment alors des maximums locaux. Cela a pour conséquence de placer les plans de contact parallèles à  $x$  trop hauts et trop antérieurs ne représentant alors plus la configuration physique du guide. Dans ce cas, il faut recommencer la sélection et choisir des points plus postérieurs de façon à éviter ces maximums locaux.

### D.3 Droite de perçage

La seconde étape est de déterminer la direction de perçage. Pour cela, l'utilisateur doit sélectionner 4 points, deux dans le plan XY (plan transverse passant par le point d'origine de la vertèbre) et deux dans le plan XZ (plan sagittal de la vertèbre passant par l'origine

du repère local). Ces deux paires de points correspondent à la projection de la direction de perçage dans ces deux plans (figure D.5).



**Figure D.5 - Identification de la droite de perçage : (a) dans le plan XY  
(b) dans le plan XZ**

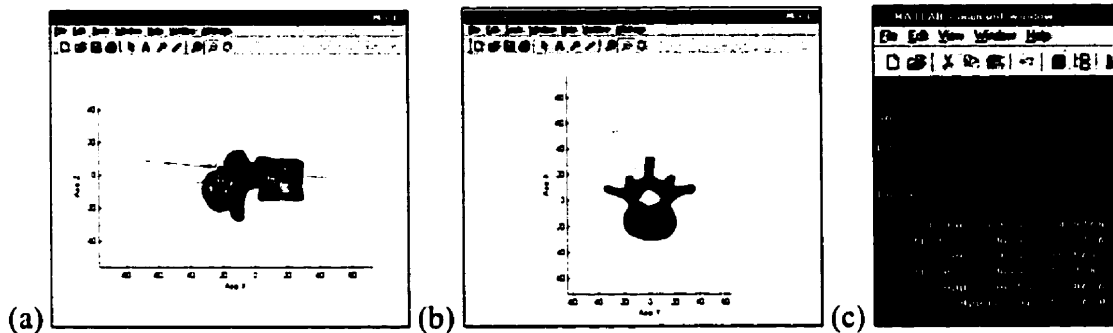
Pour chaque ligne, le programme détecte la sélection d'un premier point lors d'une première pression du bouton gauche de la souris. Il faut alors déplacer la souris en gardant le bouton sélectionné. Le second point se trouvera à l'endroit où le pointeur de la souris est placé au moment du relâchement du bouton. Le processus doit être répété dans chaque plan.

La droite de perçage ainsi définie est infinie mais pour l'affichage, les limites en x du segment sont celles sélectionnées avec la première paire de points. La sélection de la seconde paire de points ne permet en effet de déterminer que la variation en z de la droite de perçage.

#### **D.4 Paramètres de réglage**

Une fois que les points d'appui et la droite de perçage ont été identifiés, les 6 paramètres de réglage du guide, soient les longueurs de réglage des vis horizontales, verticales et des supports ponctuel et semi-circulaire sont calculés (l'appui semi-circulaire est le nom donné au second appui du guide). Le calcul s'effectue selon la configuration droite du guide qui a été programmé. Cette configuration est expliquée à la page 85.

Une fois le calcul effectué, le programme affiche une série de segments représentant une chaîne cinématique du guide, en partant du point en coin du guide jusqu'à la droite de perçage. Cet affichage permet de valider visuellement le calcul des paramètres de réglage (figure D.6). Les 6 paramètres de réglage du guide sont affichés dans la zone de commande de Matlab. Les noms affichés correspondent à la position de l'axe de réglage.



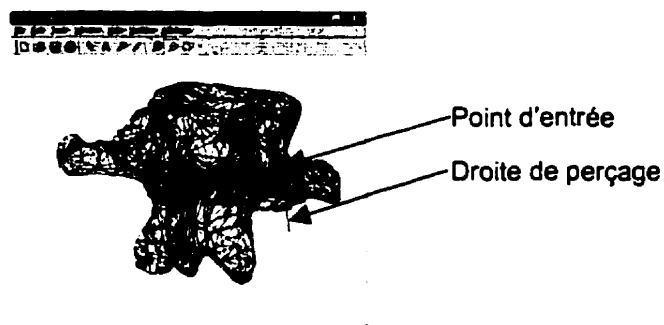
**Figure D.6 - Affichage de la configuration solution du guide permettant de percer selon la direction de perçage : (a) vue dans le plan XZ (b) vue dans le plan XY (c) paramètres de réglage du guide**

Avec le calcul des paramètres de réglage du guide, le programme calcule les points de contact des appuis semi-circulaire et ponctuel. Les points sont à l'intersection entre l'axe de réglage des appuis et la vertèbre. Deux astérisques de couleur mauve symbolisant ces points de contact sont affichés sur la vertèbre. Le point semi-circulaire devrait se trouver au milieu de l'apophyse transverse et le point d'appui ponctuel au-dessus de la facette articulaire inférieure, sur la partie inférieure de la lame vertébrale.

## D.5 Point d'entrée

Avec la direction de perçage connue, il est possible de calculer le point d'entrée de la mèche de perçage dans la vertèbre qui est à l'intersection entre la droite de perçage et la vertèbre. Une fonction a été programmée à cet effet. Un astérisque noir symbolisant ce point est affiché (figure D.7).





**Figure D.7 - Point d'entrée du guide de la droite de perçage**

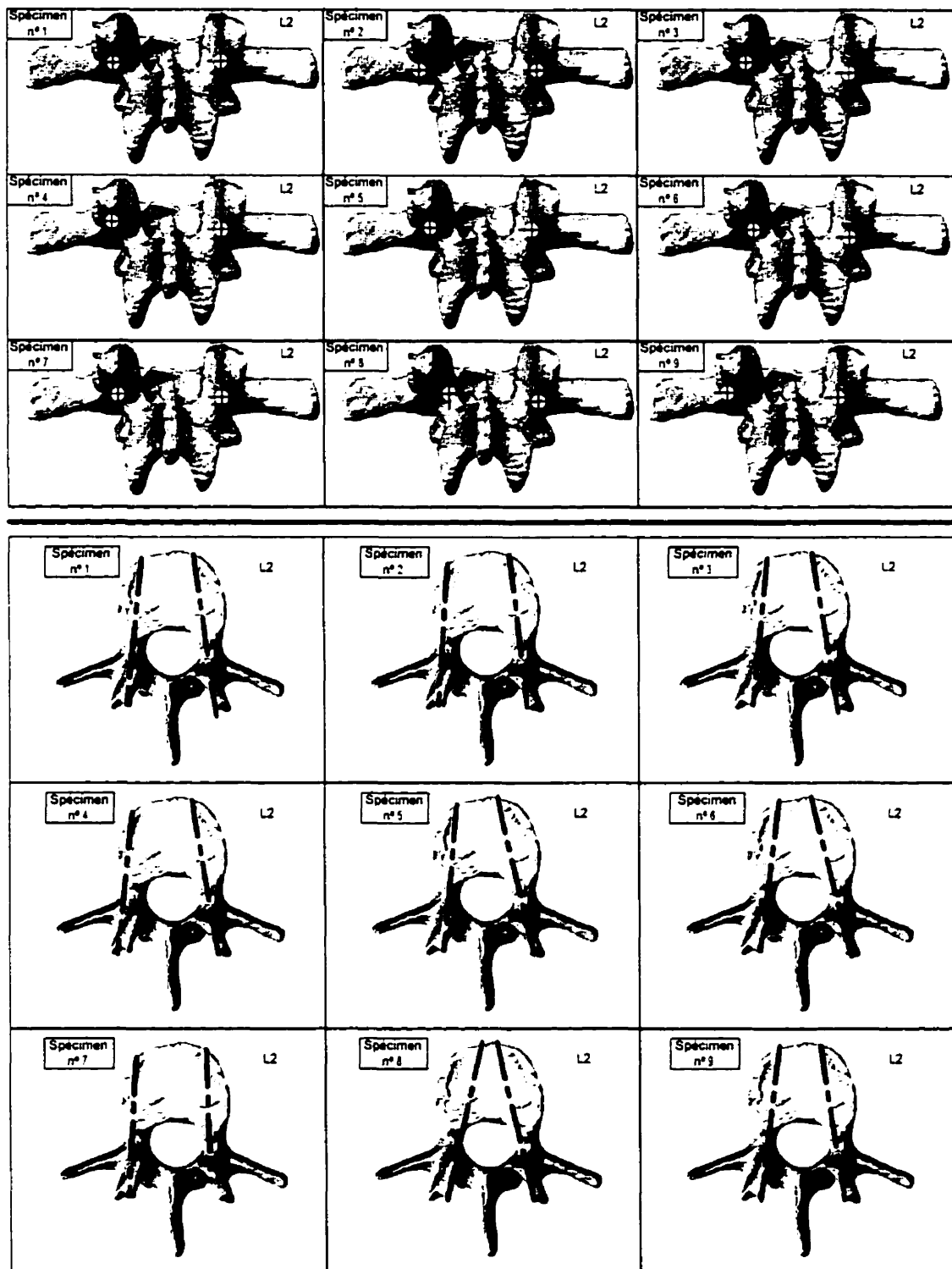
En tout temps dans le programme, il est possible de recommencer le processus d'analyse avec une nouvelle vertèbre.

Pour sortir du programme, il faut fermer la figure Matlab servant de zone graphique pour l'interface et sortir de Matlab.

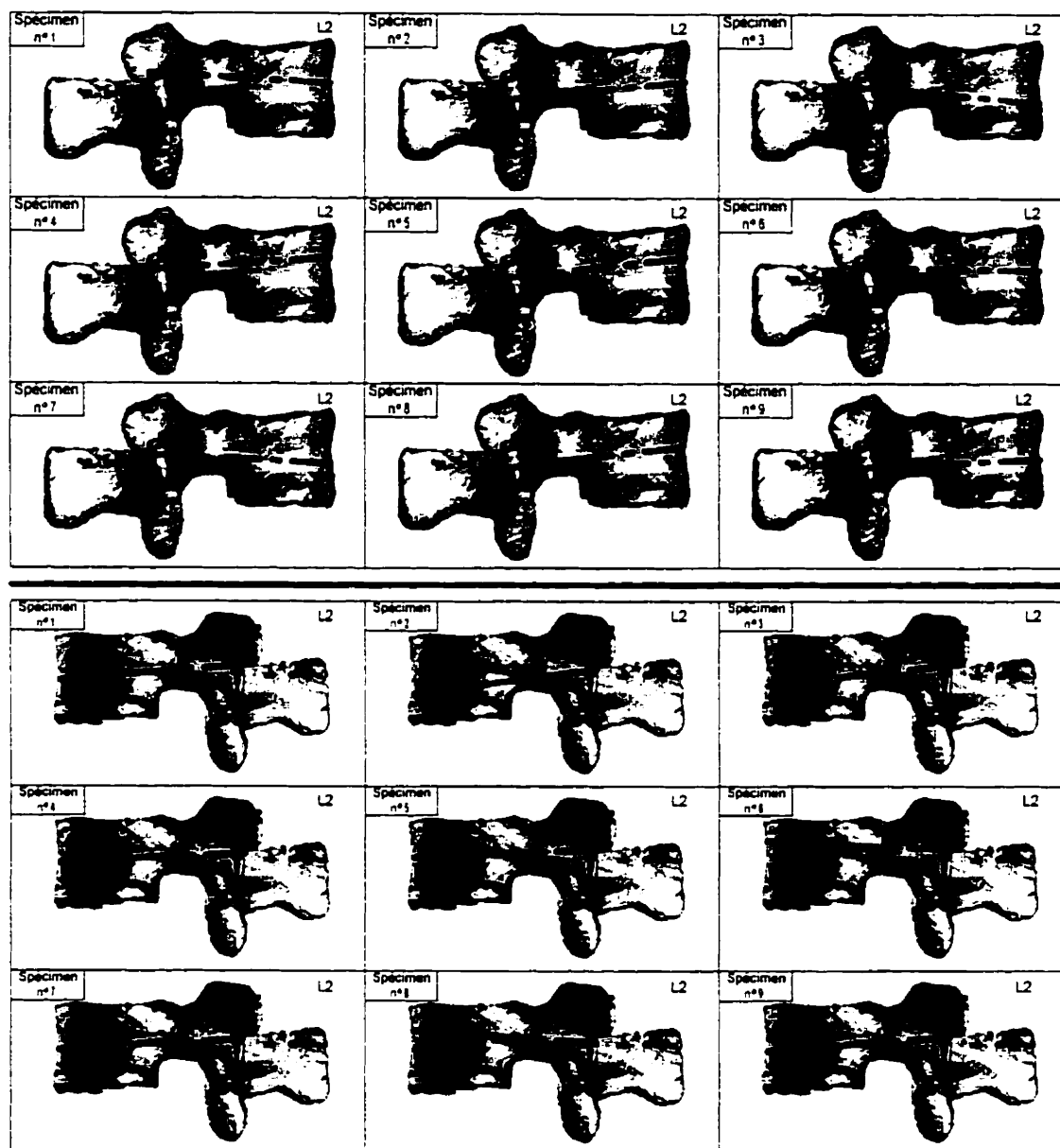
## **ANNEXE E**

### **POSITION DES TROUS PERCÉS DANS LES PÉDICULES**

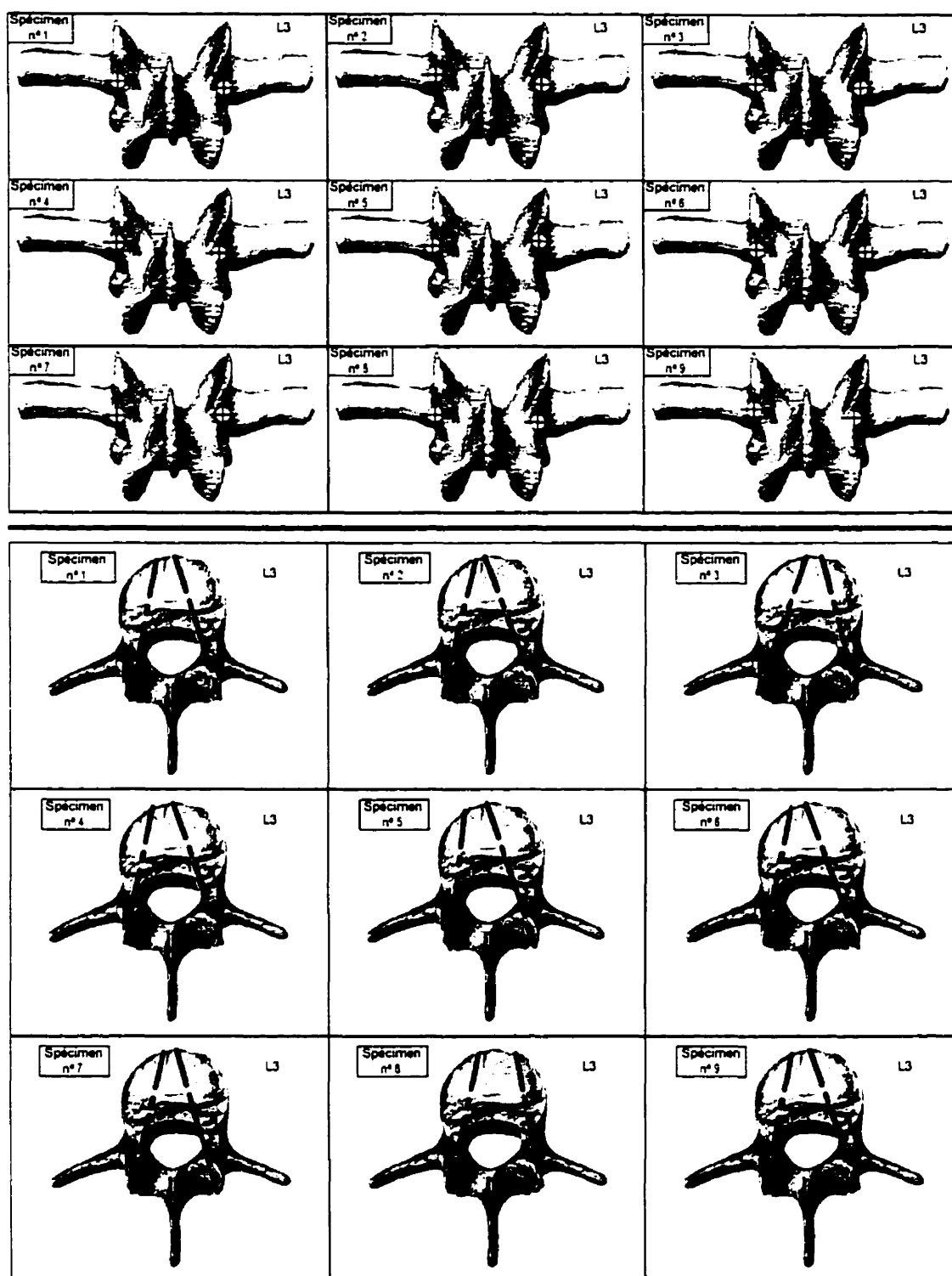
Cette annexe présente des résultats complémentaires à ceux présentés à la section 3.2.4. Les figures E.1 à E.6 illustrent sur la position des points d'entrée et des axes percés dans les vertèbres L2, L3 et L4.



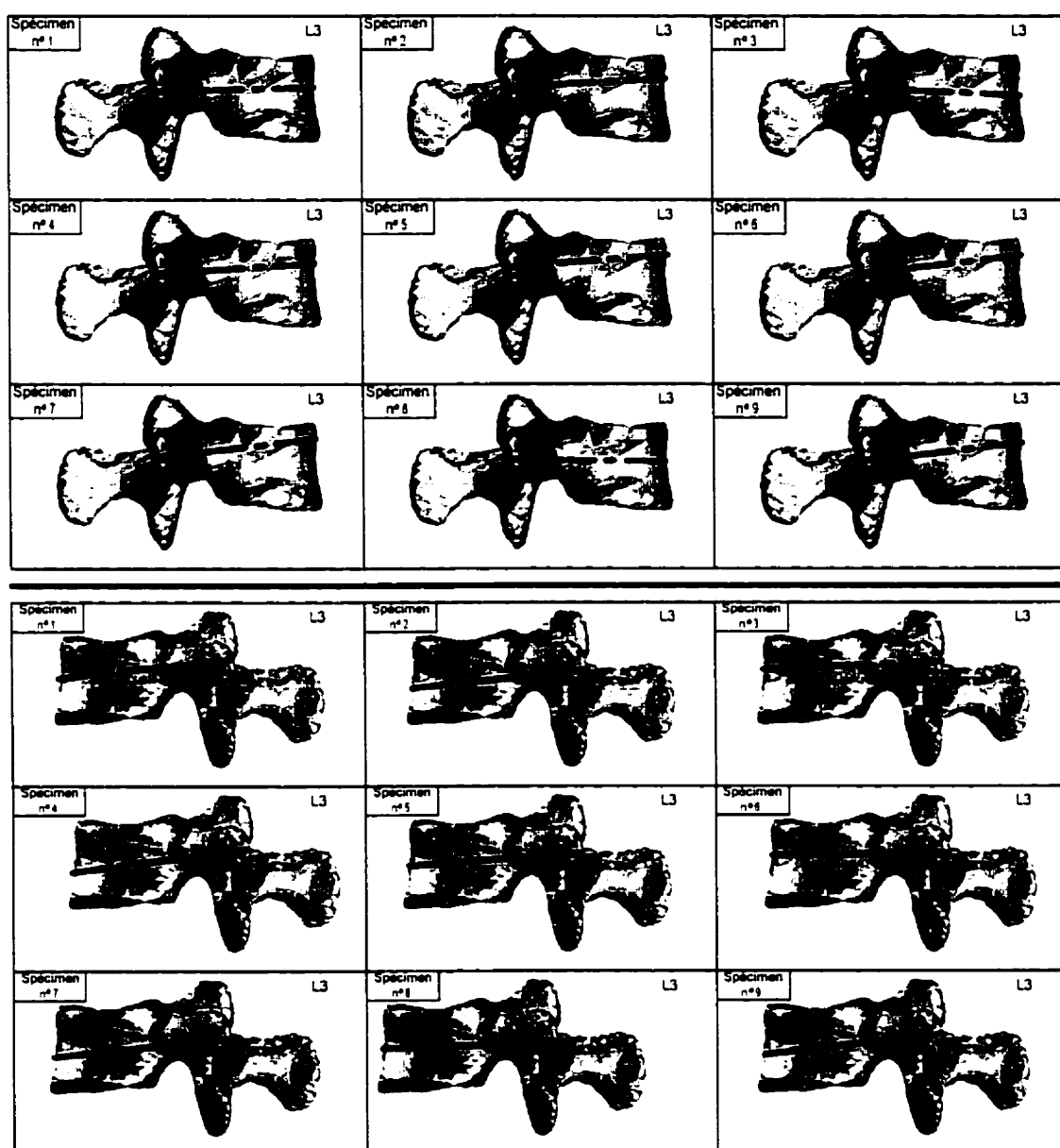
**Figure E.1 - Points d'entrée et axes des trous percés dans le plan transverse pour L2**



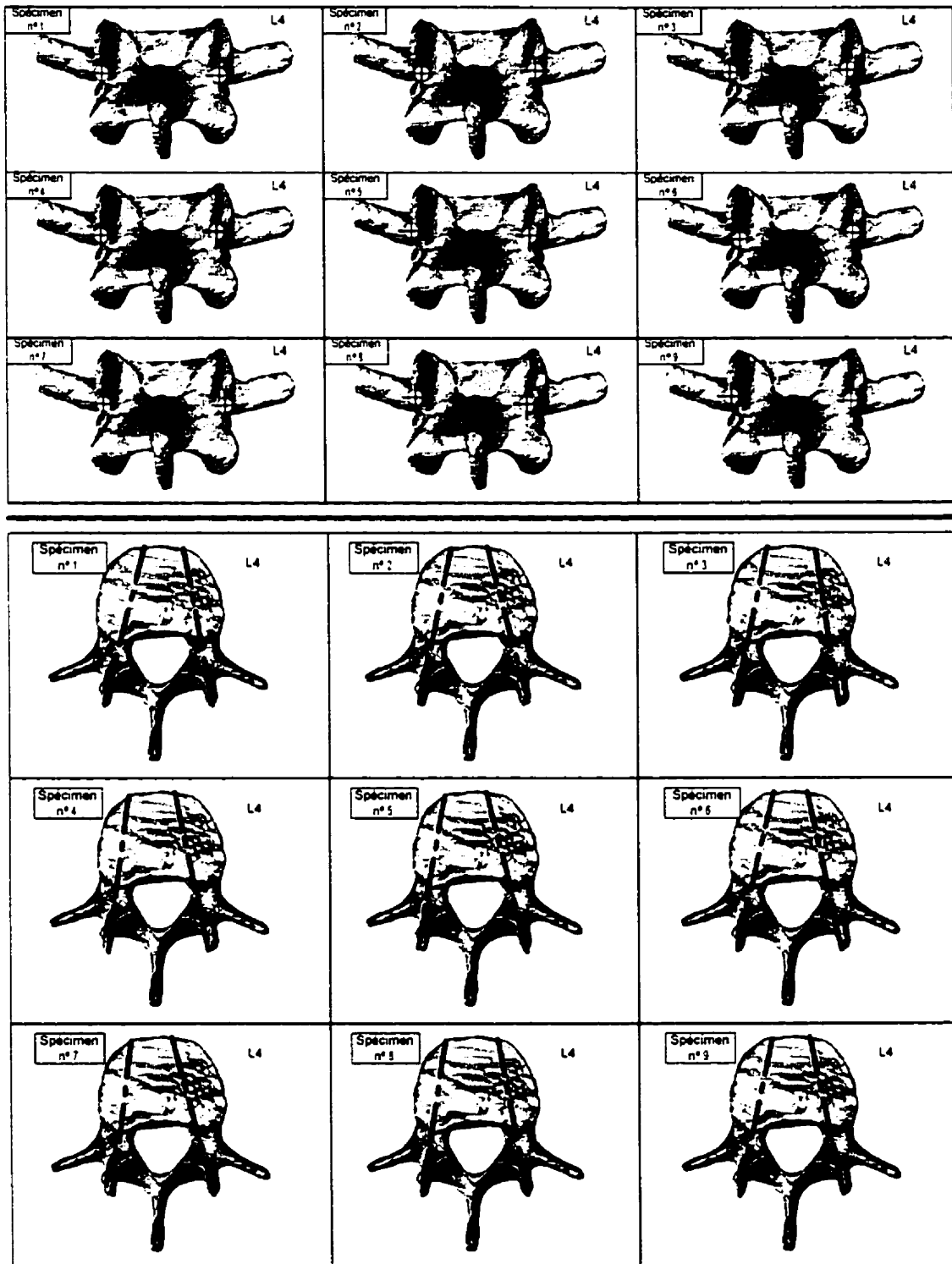
**Figure E.2 - Axes des trous percés à droite (en haut) et à gauche (en bas) dans le plan sagittal pour L2**



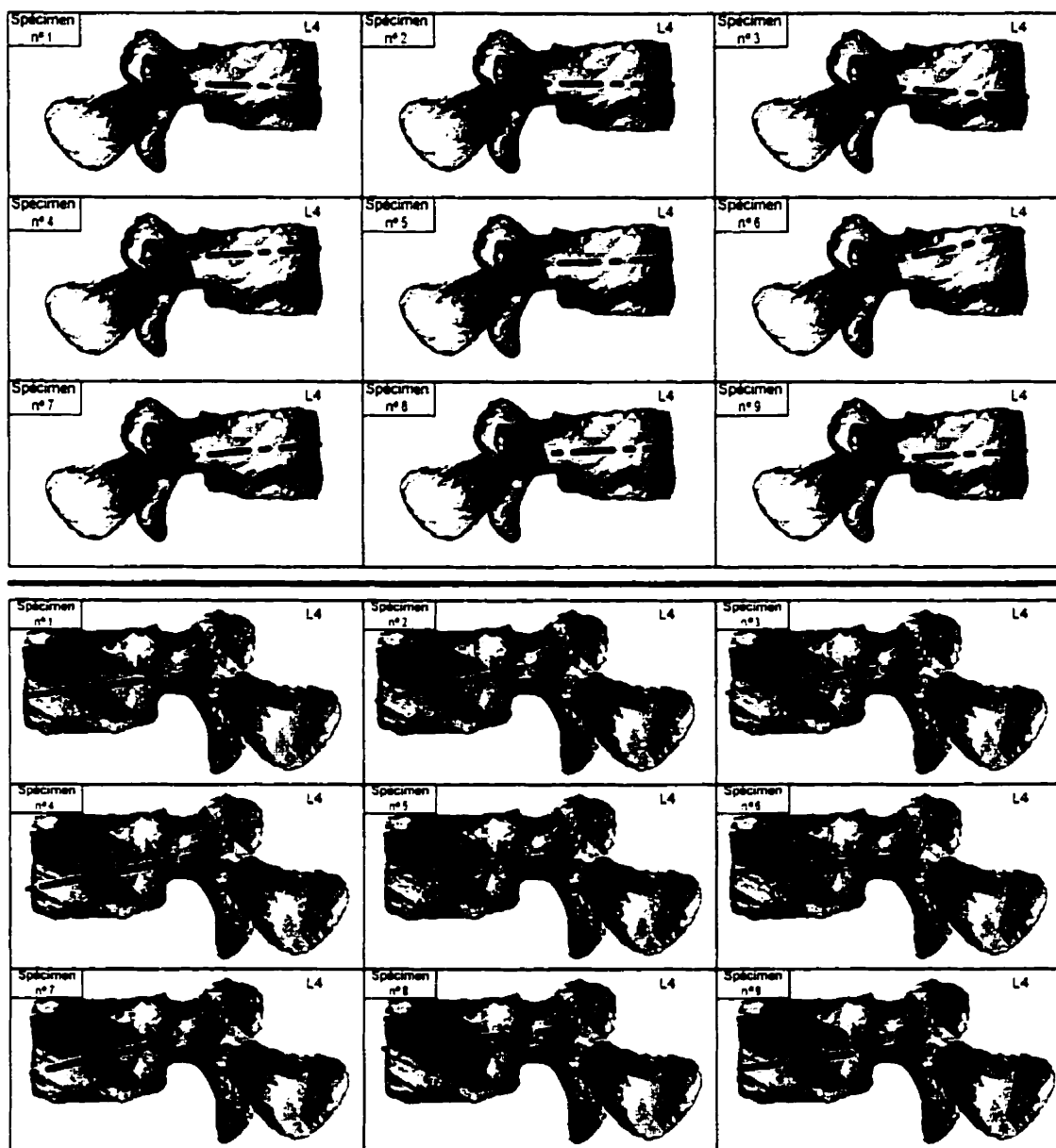
**Figure E.3 - Points d'entrée et axes des trous percés dans le plan transverse pour L3**



**Figure E.4 - Axes des trous percés à droite (en haut) et à gauche (en bas) dans le plan sagittal pour L3**



**Figure E.5 - Points d'entrée et axes des trous percés dans le plan transverse pour L4**



**Figure E.6 - Axes des trous percés à droite (en haut) et à gauche (en bas) dans le plan sagittal pour L4**



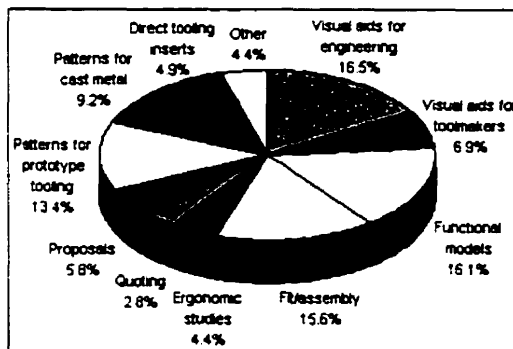
## ANNEXE F

### PROTOTYPAGE RAPIDE

Cette annexe résume les cas d'application du prototypage rapide et présente les principaux procédés de prototypage rapide existant de même qu'un tableau comparatif de différentes techniques de prototypage. Le tableau final de cette annexe, complément de la section 1.6.2, présente une sélection d'applications du prototypage rapide en orthopédie.

#### F.1 Utilisation de pièces produites par prototypage rapide

Les cas d'utilisation du prototypage rapide (PR) sont présentés à la figure F.1. Le tiers des modèles est utilisé pour des fonctions d'analyse et un autre tiers sert de repère visuel en ingénierie, en outillage, pour des demandes de devis ou pour des demandes de soumission [Wohlars, 1999]. Enfin, 28 % des modèles produits par prototypage rapide servent à créer des moules. L'outillage rapide, qui permet entre autres d'obtenir des pièces qui ont des propriétés mécaniques identiques à des pièces de production, est séparé en deux catégories : l'outillage rapide direct, où les techniques de PR sont directement utilisées pour la production de moules (RapidTool de DTM ou Direct AIM de 3D Systems par exemple) et l'outillage indirect où une pièce maîtire produite par PR sert à produire un moule (3D Keltool de 3D Systems).



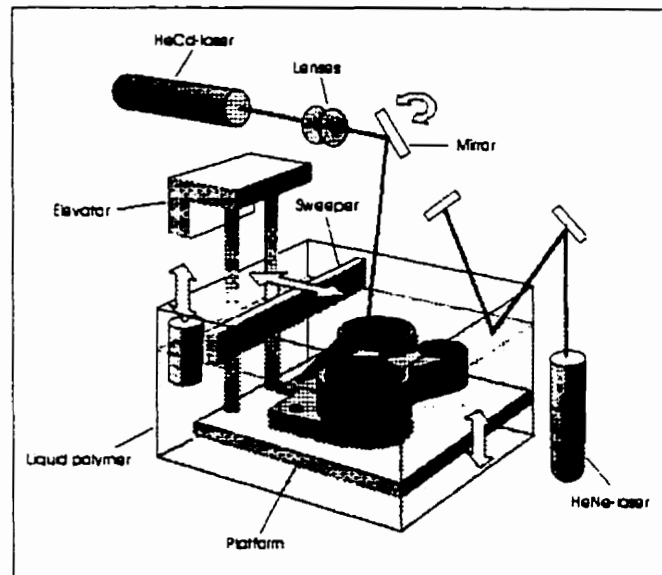
**Figure F.1 - Utilisation des modèles de prototypage rapide [tirée de Wohlars, 1999]**

## **F.2 Stéréolithographie**

La stéréolithographie est la plus ancienne des technologies de prototypage rapide. Elle existe depuis plus de 13 ans et, pendant plus de 5 ans, a été la seule technologie disponible commercialement. Aujourd'hui, elle représente encore 35 % de toutes les machines de prototypage rapide existant dans le monde.

Son principe, illustré à la figure F.2, est le suivant : un polymère sous forme d'une résine photosensible est polymérisé grâce à l'action d'un laser. Sous forme liquide, le polymère est constitué de molécules courtes. Le laser de type lumineux (ultra-violet) permet de briser les extrémités des molécules du polymère. Ces dernières se combinent alors ensemble pour former de longues chaînes moléculaires. La chaîne étant plus longue, le matériau devient solide. Le laser sert de source lumineuse permettant la polymérisation du matériau.

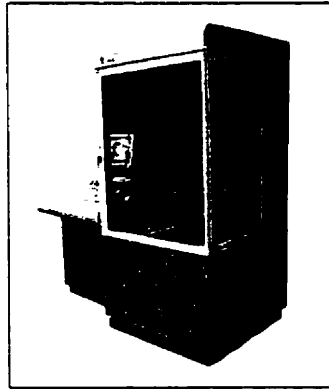
Les pièces fabriquées avec ce procédé sont construites couche par couche en commençant par le bas de la pièce. Les supports nécessaires à la construction de la pièce auront été préalablement ajoutés au fichier STL de la pièce et sont construits simultanément. Une plaque de support (plate-forme) descend au fur et à mesure que les sections de la pièce sont formées. Les différentes couches se soudent les une aux autres et l'épaisseur de couche peut varier entre 0.002" et 0.010" en fonction du choix fait par l'utilisateur (mais elle reste constante pour une même pièce). La puissance du laser est ajustée automatiquement en fonction de l'épaisseur de chaque couche. Une fois la pièce retirée de la machine, elle doit être placée dans un four UV de 1 à 4 heures, en fonction de la taille, pour terminer la polymérisation.



**Figure F.2 - Schéma du procédé de stéréolithographie (SL)**  
 [tirée de Griffith et coll., 1998]

Le principal constructeur de machine de stéréolithographie est 3D Systems (leader mondial en 2 000) dont on retrouve la photo d'un de ses produits, la SLA 3 500, à la figure F.3.

Les dimensions de la pièce obtenue par ce procédé peuvent être précises à  $\pm 0.002''$  près pour des longueurs inférieures à 5" et  $\pm 0.0015''$  par pouce au-dessus. La pièce est fabriquée sur une série de supports, et possède une limite au niveau de la précision dimensionnelle dépendant entre autres du nombre de parois minces qu'elle possède et de la répartition des supports sur la pièce. Le matériau n'est pas très résistant mécaniquement. Certains grades peuvent être stérilisés. Un exemple d'un crane obtenu par stéréolithographie est montré à la figure F.4 (sans ses supports).



**Figure F.3 - Machine de stéréolithographie : SLA 3500 de 3D Systems**

Le temps de production d'une pièce avec ce procédé est de 1 pouce en 6 heures. Le coût d'utilisation d'une telle machine est supérieur à 100 \$/heure de temps machine (sans finition). Une SLA 3 500 vaut environ 600 000 \$ CAN.



**Figure F.4 - Partie d'un crâne obtenue par stéréolithographie**

Les modèles sont construits soit pour leur forme finale ou peuvent servir pour créer des pièces métalliques en utilisant une technique de moulage par modèle perdu. Certaines applications mécaniques permettent de créer des bases de moules. Ce procédé est souvent utilisé en chirurgie pour effectuer des planifications préopératoires sur des modèles physiques lors d'opérations cranio-maxillo-faciales suite à une déformation natale ou suite à un trauma.

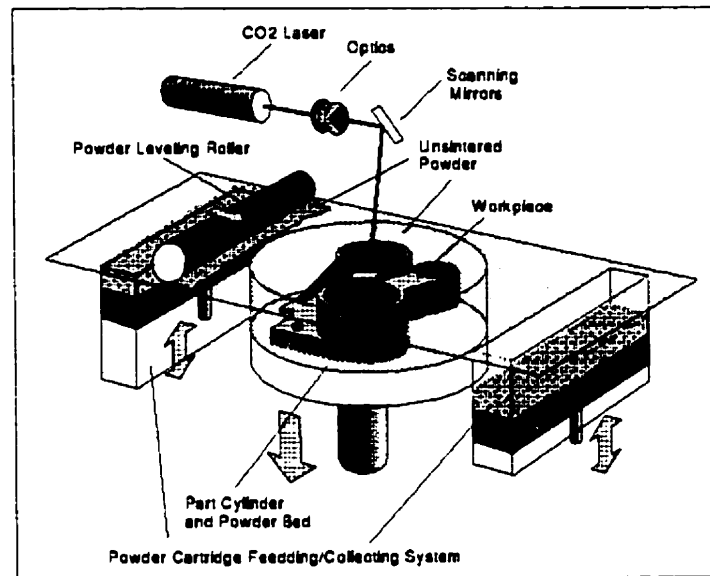
### F.3 Frittage sélectif de poudre

Le frittage sélectif de poudre est une technologie plus récente qui fait évoluer le prototypage rapide vers le domaine de la petite production. Le principe, illustré à la figure F.5 est le suivant : le matériau de base, sous forme de poudre est fritté localement avec un laser ( $\text{CO}_2$ ) pour construire la pièce. La zone de construction de la machine est montée graduellement en température, à environ  $10^\circ\text{C}$  en dessous du point de fusion du matériau. Un senseur permet de contrôler la température à la surface de la poudre. Un laser, qui sert ici de source de chaleur, permet d'amener l'énergie manquante nécessaire à la fusion du matériau. Le laser balaye la surface d'une ou des sections d'aire représentant la tranche des pièces à fabriquer (il est possible de fabriquer plusieurs pièces en même temps). Une fois la couche fabriquée, le piston central contenant la pièce descend d'une épaisseur de couche ( $0.006''$  à  $0.010''$  en fonction du matériau) et un rouleau recouvre la pièce d'une nouvelle couche de poudre. Le processus continue jusqu'à ce que toutes les couches soient fabriquées.

Il existe deux bacs d'alimentation de poudre qui se soulèvent en alternance. Contrairement à la stéréolithographie, aucun support n'est nécessaire pour les pièces car la pièce est construite dans un bac contenant de la poudre faisant office de support pour la pièce en construction.

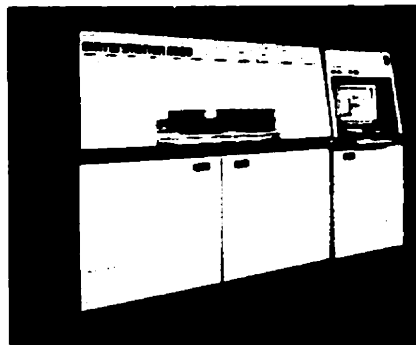
Différents matériaux, sont disponibles : du Duraform qui est un polymère se rapprochant de l'ABS au niveau de ses propriétés mécaniques ; le cuivre polyamide qui sert pour la confection de moules basse pression basse température ; différents types de sables qui permettent la fabrication de moules pour fonderie ; des élastomères qui permettent de fabriquer des pièces déformables ainsi que des poudres métalliques (acier) pour la fabrication d'outil de petite production. Il faut remarquer que seules les pièces en sable et les pièces métalliques nécessitent un post-traitement autre que le nettoyage des pièces : il faut les passer dans un four. Pour les pièces métalliques, il s'agit d'une fournaise qui sert

à les infiltrer par capillarité de métal fondu. Étant donné que les pièces ont des points de fusion différents, il n'est pas possible de les mélanger dans la machine de frittage.



**Figure F.5 - Schéma du procédé de frittage sélectif de poudre (SLS) [tirée de Griffith et coll., 1998]**

La figure F.6 présente une machine de frittage sélectif de poudre (« laser sintering station » ou SLS en anglais) de DTM Corporation.

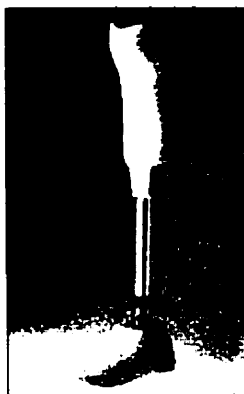


**Figure F.6 - Machine de frittage sélectif de poudre : SLS 2 500 de DTM**

Le temps de production d'une pièce avec ce procédé est de 1 pouce en 6 heures. Il faut compter plus de 100 \$/heure de temps machine. Une machine SLS 2 500 vaut environ

600 000 \$ CAN. Cette technologie est en développement surtout au niveau des matériaux utilisables. Des applications médicales existent surtout au niveau de la conception de prothèses et d'orthèses, comme le montre la figure F.7.

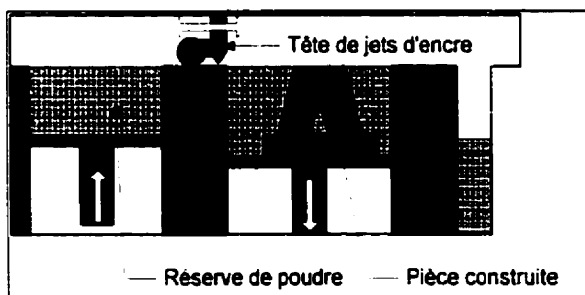
La précision que l'on peut obtenir est de  $\pm 0.005''$  pour des longueurs inférieures à 5" et de  $\pm 0.002''$  par pouce pour les pièces plus grandes.



**Figure F.7 - Prototype en polycarbonate d'une prothèse pour une personne amputée**

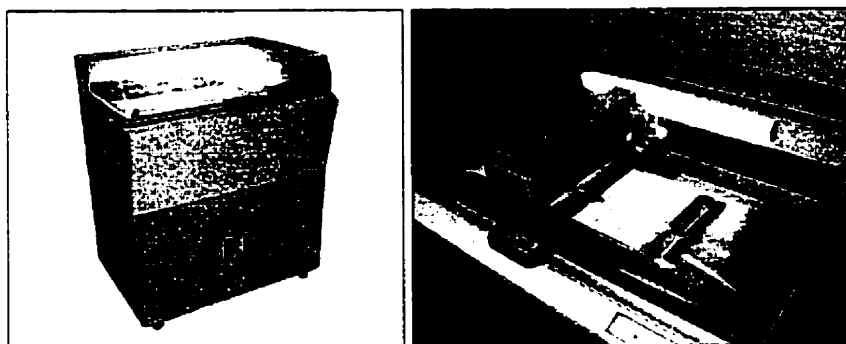
#### **F.4 Impression 3D**

Cette technologie, l'une des plus récentes, a été brevetée par le MIT (Massachusetts Institute of Technology) et développée par Z-Corporation près de Boston.



**Figure F.8 - Schéma du procédé d'impression 3D de Z-Corporation**

Le schéma de la figure F.8 explique le principe de l'impression 3D : la pièce est fabriquée tranche par tranche par dépôt d'un liquide, un liant, grâce à une tête de jet d'encre, sur une couche de poudre, de la cellulose. Comme pour le frittage de poudre, une nouvelle couche de poudre est déposée sur l'ancienne par un rouleau (il n'y a ici qu'un seul bac d'alimentation en poudre). Le liant permet aussi de donner une couleur à la pièce. Aucune réaction chimique ne se produit : les molécules de cellulose sont liées ensemble entre les tranches. Ici encore, aucun support n'est nécessaire pour soutenir la pièce mais, pour des pièces à parois très minces (moins de 3 mm), des structures portantes peuvent être ajoutées au modèle numérique. Une fois terminée, la pièce est retirée de la machine et est infiltrée pour lui donner une résistance permettant de la manipuler. Les matériaux d'infiltration peuvent être de la paraffine, du cyanoacrylate ou un polyuréthane. Cette infiltration est possible car en sortant de la machine, la pièce friable est dense à 55 % (pour le premier matériau développé sur cette machine, ZP11). La figure F.9 présente une imprimante en 3D de Z-Corporation.



**Figure F.9 - Imprimante 3D, Z-402, de Z-Corporation**

L'impression en 3D est une technologie permettant de fabriquer des pièces plus rapidement que les deux premières technologies présentées. Il faut en effet 1 heure par pouce (en hauteur) construit. Le coût machine de l'imprimante est inférieur à 100 \$/heure. L'imprimante (Z-402) coûte 100 000 \$ CAN. Les pièces produites avec une imprimante 3D servent surtout pour la visualisation. En effet, la précision est environ de 0.5 à 2 % selon les axes et la résistance mécanique dépend du matériau d'infiltration final



(tests effectués par le Centre Prototech). La cire a de très faibles propriétés mécaniques au niveau de la résistance et de l'usure tandis que le polyuréthane offre de meilleures propriétés mécaniques.

Les applications en médecine de cette technique restent encore limitées à cause de son manque de précision et de ses matériaux d'infiltration non biocompatibles. Mais, elle peut servir pour la formation de chirurgiens à présenter des modèles physiques au lieu d'avoir des modèles numériques. La figure F.10 présente un exemple pour une application biomédicale.



**Figure F.10 - Parties de crâne obtenues avec une imprimante 3D**

## **F.5 Comparaison des technologies de prototypage rapide**

Le tableau F.1 [Wohlers, 1998] présente une comparaison des principales technologies de prototypage rapide.

Tableau F.1 - Comparaison des principales technologies de prototypage rapide

TECHNOLOGIE	CONSTRUCTEUR	ÉQUIPEMENT DISPONIBLE	DATE DE MISE EN MARCHÉ	VOLUME DE CONSTRUCTION MAXIMALE	MATÉRIAUX DISPONIBLES	PRIX (K USD)
Stéréolithographie (SL)	3D Systems	SLA-250	1988	10"x10"x10"	Résines liquides photosensibles d'époxy et d'acrylate	99-195
		SLA-3500	1997	14"x14"x16"		380
		SLA-5000	1996	20"x20"x23"		490
Modelage par jet multiple (MJM)		Actua 2100		10"x8"x8"	Thermoplastique de marque déposée	65
Stéréolithographie (SL)	Aaroflex	Solid Imager 12	1998	12"x12"x12"	Résines liquides photosensibles d'époxy et d'acrylate	187 - 411
		Solid Imager 22		22"x22"x22"		399 - 540
		Solid Imager 35		φ35"x22"		540-600
Durcissement solide de couches (SGC)	Cubital	Solider 4600	1994	14"x14"x14"	Résines liquides photosensibles d'époxy et d'acrylate	275
		Solider 5400	1991	20"x14"x20"		445
Frittage sélectif au laser (SLS)	DTM	Sintersation 2000	1992	φ12"x15"	Polycarbonate, acrylique, polyamide, polyamide/verre, élastomère, sable de silicate et de zirconium, acier/polymère	249
		Sintersation 2500	1996	15"x13"x16.7"		399
Fabrication d'objets par laminage (LOM)	Helisys	LOM-1015 Plus	1992	15"x10"x14"	Papier, plastique, céramique, métal, céramique/verre	100
		LOM-2030H	1996	32"x22"x20"		268
Jet de gouttes sur demande (DODI)	Sanders Prototype	ModelMaker-6Pro (remis à neuf)	1994	6"x6"x6"	Thermoplastique de marque déposée	39 900
		ModelMaker II	1997	12"x6"x9"		64 900
Fabrication d'objets par laminage (LOM)	Schroff Development Corporation	JP System 5 Standard edition		5"x7.5"x5.5"	Papier	7 500
		JP System 5 Premier edition		13.5"x18.5"x--"		10 500

**Tableau F.1 - Comparaison des principales technologies de prototypage rapide (fin)**

TECHNOLOGIE	CONSTRUCTEUR	ÉQUIPEMENT DISPONIBLE	DATE DE MISE EN MARCHÉ	VOLUME DE CONSTRUCTION MAXIMALE	MATÉRIAUX DISPONIBLES	PRIX (K USD)
Modelage par dépôt de matériau fondu (FDM)	Stratasys	FDM1650	1993	10"x10"x10"	ABS, cire, élastomère, ABS de grade médicale	110-120
		FDM2000	1997	10"x10"x10"		140-160
		FDM8000	1997	18"x18"x24"	ABS	220-225
		FDM-Quantum	1998	23.6"x19.7"x23.6"		325
		MedModeler	1998	10"x10"x10"	ABS, ABS de grade médicale	140-160
		Genisys	1996	8"x8"x8"	Polyester thermoplastique	59
Impression en 3 dimensions (3DP)	Z-Corporation	Z-402	1997	8"x10"x8"	Cellulose et un infiltrant	59

## **F.6 Applications du prototypage rapide en orthopédie**

**Tableau F.2 - Applications du prototypage rapide en chirurgie**

AUTEURS	APPLICATION	IMAGERIE MÉDICALE	RECONSTRUCTION 3D	APPAREIL DE PR	RÉSULTATS	COMMENTAIRES
Mankovich, Cheeseman, Stoker [1990]	Visualiser l'anatomie 3D avec des modèles stéréolithographiques de déformation de la boîte crânienne d'un homme de 20 ans	CT-scan Épaisseur des tranches : 1.5 mm Distance entre deux tranches : 2 mm 69 tranches	Reconstruction volumique sur « Philipps Medical Systems » Copie de coupes intermédiaires tous les 0.5 mm pour faciliter le découpage sur la machine de PR	SLA Épaisseur des tranches : 0.02" Temps de construction : 16h	Production de modèles anatomique du patient, sans aucune restriction La production automatique des modèles voulus depuis le CT-scan serait idéale	Présence de contours flottants lors de la construction Erreur en Z inférieure à 6 %
Kermer, Lindner, Friede, Wagner, Millesi [1998]	Planifier (préopératoire) avec des modèles stéréolithographiques pour une chirurgie traumatique maxillofaciale : planification de chirurgie (16 patients)	CT-scan Épaisseur des tranches : 3 mm	Seuillage des contours avec MIMICS Ajout de coupes tous les 0.25 mm	SLA 250 Épaisseur des tranches : 0.25 mm Temps de construction : 40 h.	Meilleurs résultats opératoires car meilleure planification préopératoire Réduit le nombre de corrections secondaires Réduit le temps d'opération	Temps de production des modèles long Augmenter la qualité des CT difficile Procédé cher, 3 000-5 000 \$ par modèle (pour un crâne)
James, Salabbekoorn, Edgen, Hardin [1998]	Planifier une chirurgie correctrice d'une déformation dento-faciale, jeune homme de 16 ans	CT-scan Épaisseur des tranches : 3 mm	Advantage Windows 3D analysis Package GEWORM et MIMICS	SLA Temps de construction : 35 h.	Visualisation de l'anatomie interne Informe le patient Réduit le temps d'opération Réduit les coûts d'hospitalisation	Non utilisable en traumatologie ou l'intervention doit être immédiate (temps de CT-scan et de construction)

**Tableau F.2 - Applications du prototypage rapide en chirurgie (suite)**

AUTEURS	APPLICATION	IMAGERIE MÉDICALE	RECONSTRUCTION 3D	APPAREIL DE PR	RÉSULTATS	COMMENTAIRES
D'Urso, Thompson [1998]	Modéliser un fœtus Montrer le visage du fœtus aux parents, 28 <sup>ième</sup> semaine de grossesse (mère volontaire) Identifier et communiquer des malformations congénitales	Ultrasons Temps d'acquisition 15 min	Volumique par seuillage (Anatomic Biobuild) Interpolation de pixels	SLA Épaisseur des tranches : 0.25 mm (0.010") Temps de construction : 6 h.	Facilite la communication Inutile d'avoir des connaissances particulières pour comprendre le modèle 3D Permet de mieux comprendre les pathologies	Artéfacts de mouvement au moment de l'acquisition qui limitent la qualité des images Difficulté de faire un balayage à vitesse constante sur ventre Chère
Begall, Vorwerk [1998]	Avoir des modèles à disséquer de l'oreille interne, exercices pour les chirurgiens	CT-scans Épaisseur des tranches : 0.5 mm	Konsys 2000 Pro-Eng Mimics supports)	Stéréolithographie (Fockele & Schwarze GmbH)	Permet d'avoir des modèles avec les structures internes Donne une bonne possibilité de disséquer sans avoir de modèle cadavérique	Pas reproduction de la membrane du tympan Assez souple pour la dissection mais assez rigide pour que les parois minces ne s'effondre pas
Andrews, Mankovich, Anzai, Lufkin [1994]	Évaluer et planifier chirurgicale préopératoire	CT-scans Épaisseur des tranches : 10.5 mm	Reconstruction 3D de l'image (CAMRA : computer aided medical reconstruction and analysis)	SLA 250 No 1 : Épaisseur des tranches : 0.4 mm No 2 : Épaisseur des tranches : 0.127 mm	Familiarisation avec l'anatomie du patient Possibilité de simuler une opération sur un modèle physique sans toucher au patient Réalisme des modèles en résine même s'ils sont moins durs que des os	Précision des CT-scans pas assez grande

**Tableau F.2 - Applications du prototypage rapide en chirurgie (fin)**

AUTEURS	APPLICATION	IMAGERIE MÉDICALE	RECONSTRUCTION 3D	APPAREIL DE PR	RÉSULTATS	COMMENTAIRES
Park, Chang, Jeong, Yoon, Chung, Kim, Han, Min [1997]	Développer un cœur artificiel ajusté aux éléments environnant Réduire les conflits anatomiques Garantir une compatibilité anatomique	IRM Épaisseur des tranches : 5 mm 9 patients : 3 hommes de 62 ans en moyenne et 6 femmes de 47 ans en moyenne	Reconstruction volumique (ISG Allegro) Calcul des positions et des dimensions des organes voisins, des directions des artères	LOM Épaisseur des tranches : 0.127 mm Construction de plusieurs cœurs artificiels (itérations du design)	Problèmes de compatibilités anatomiques résolus avant toute application clinique Design tenant compte des éléments anatomiques voisins Design plus rapide	Construction future d'une cage thoracique par PR

## **ANNEXE G**

### **PARAMÈTRES DE RÉGLAGE DU GUIDE**

Cette annexe présente des paramètres de réglage du guide utilisés pour l'expérimentation (complémentaires au tableau 2.3). Les figures G.1 à G.4 illustrent les résultats du calcul de ces paramètres pour les vertèbres L1, L2, L3 et L4.

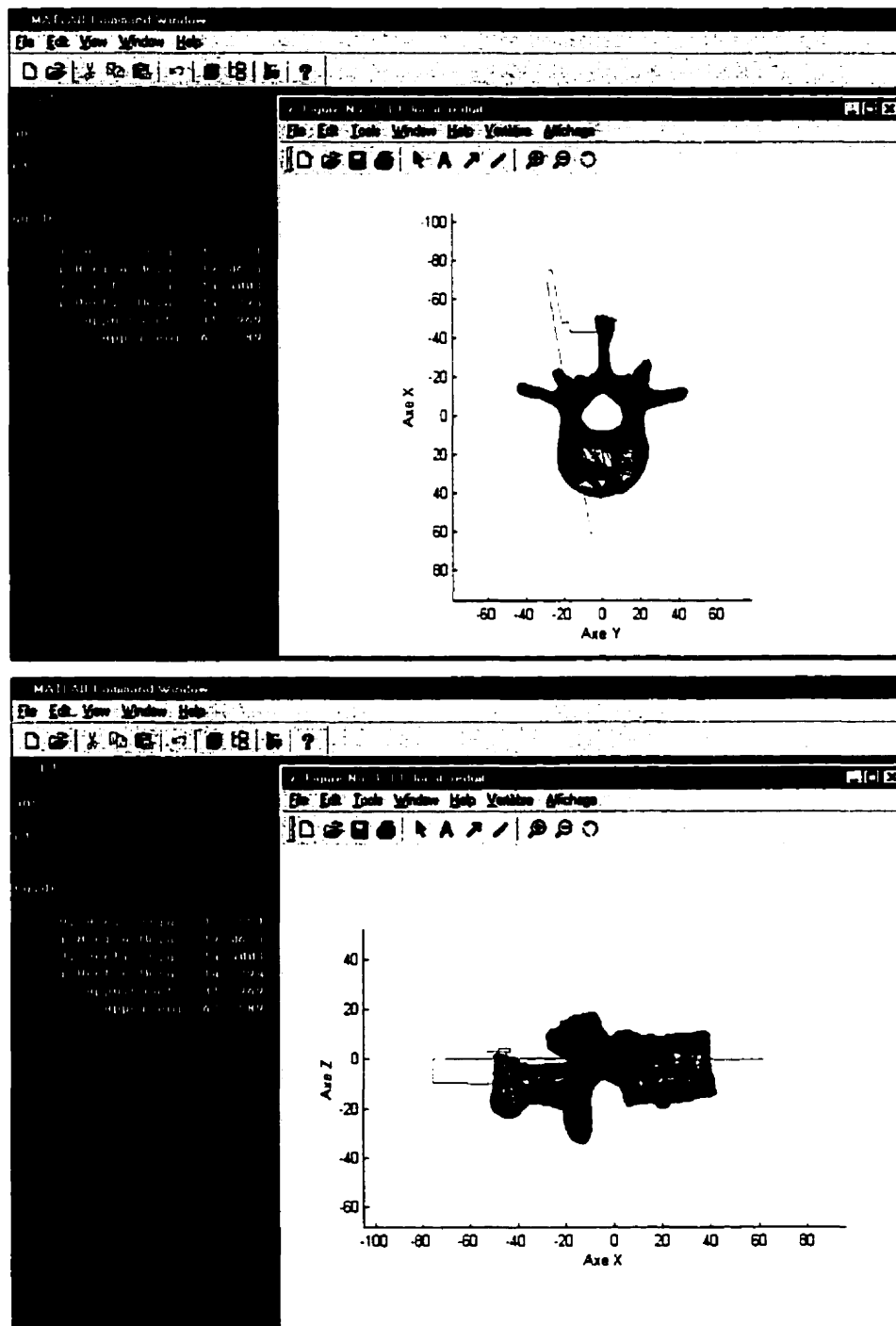


Figure G.1 - Axe de perçage et paramètres de réglage du guide pour L1



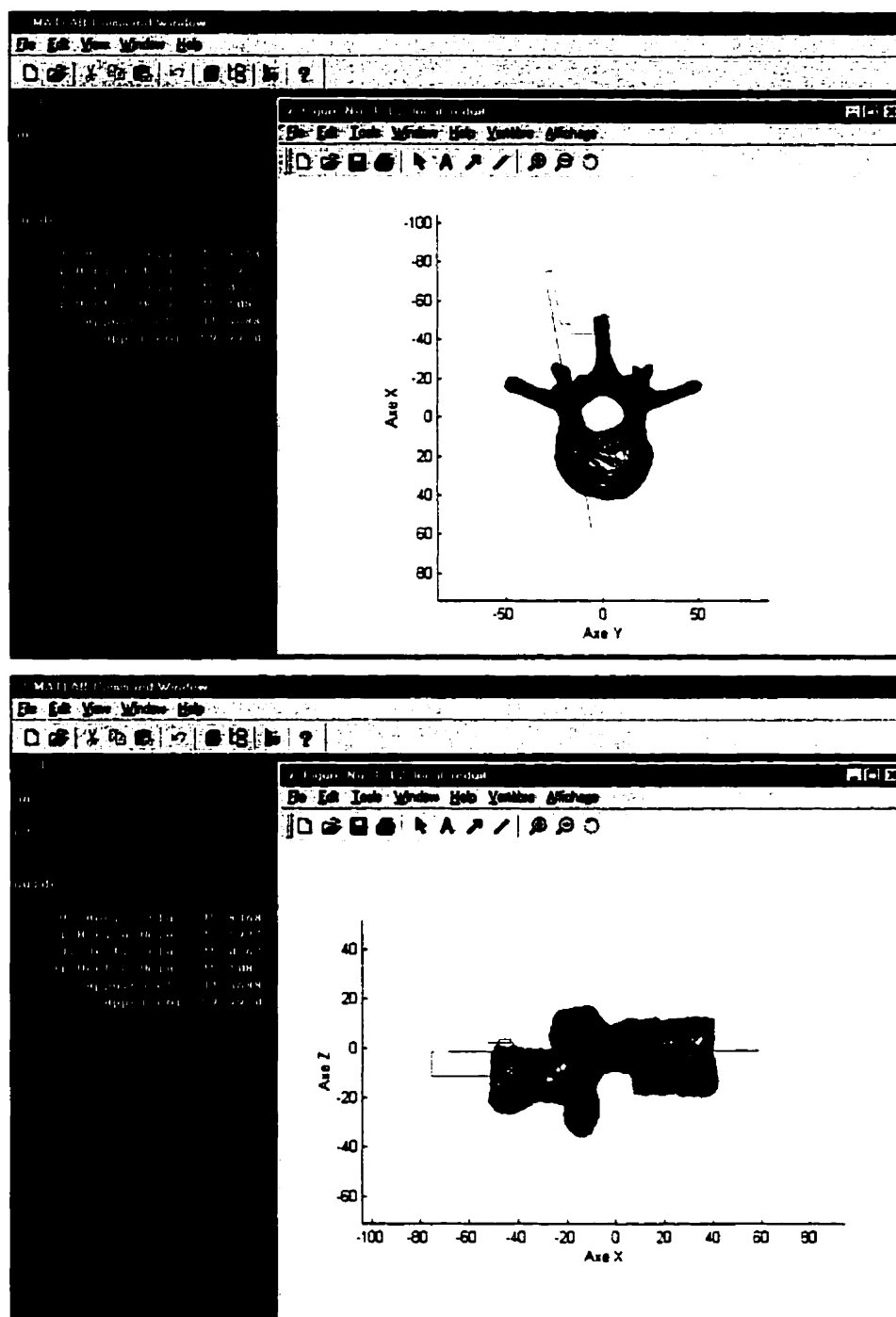
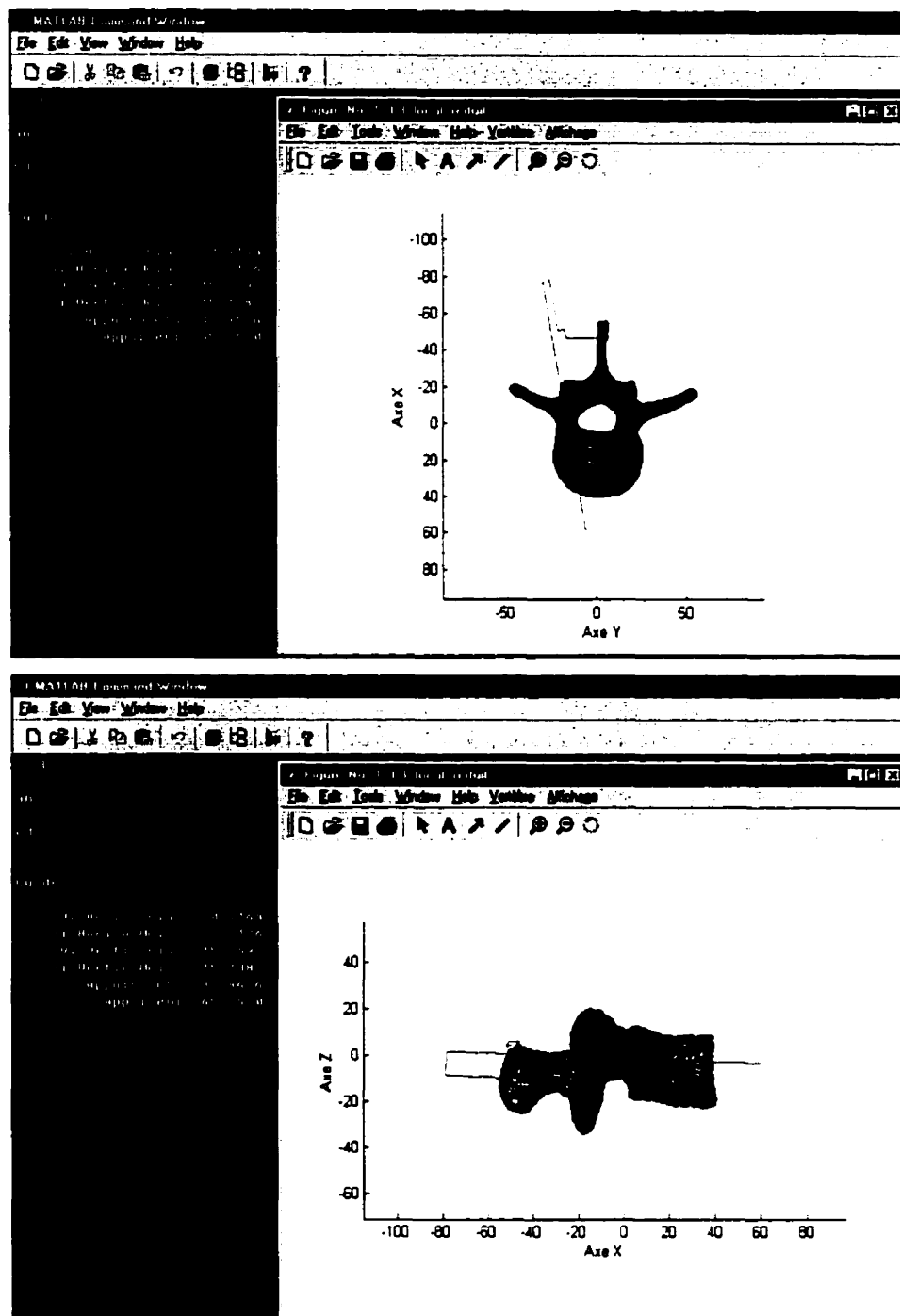


Figure G.2 - Axe de perçage et paramètres de réglage du guide pour L2



**Figure G.3 - Axe de perçage et paramètres de réglage du guide pour L3**

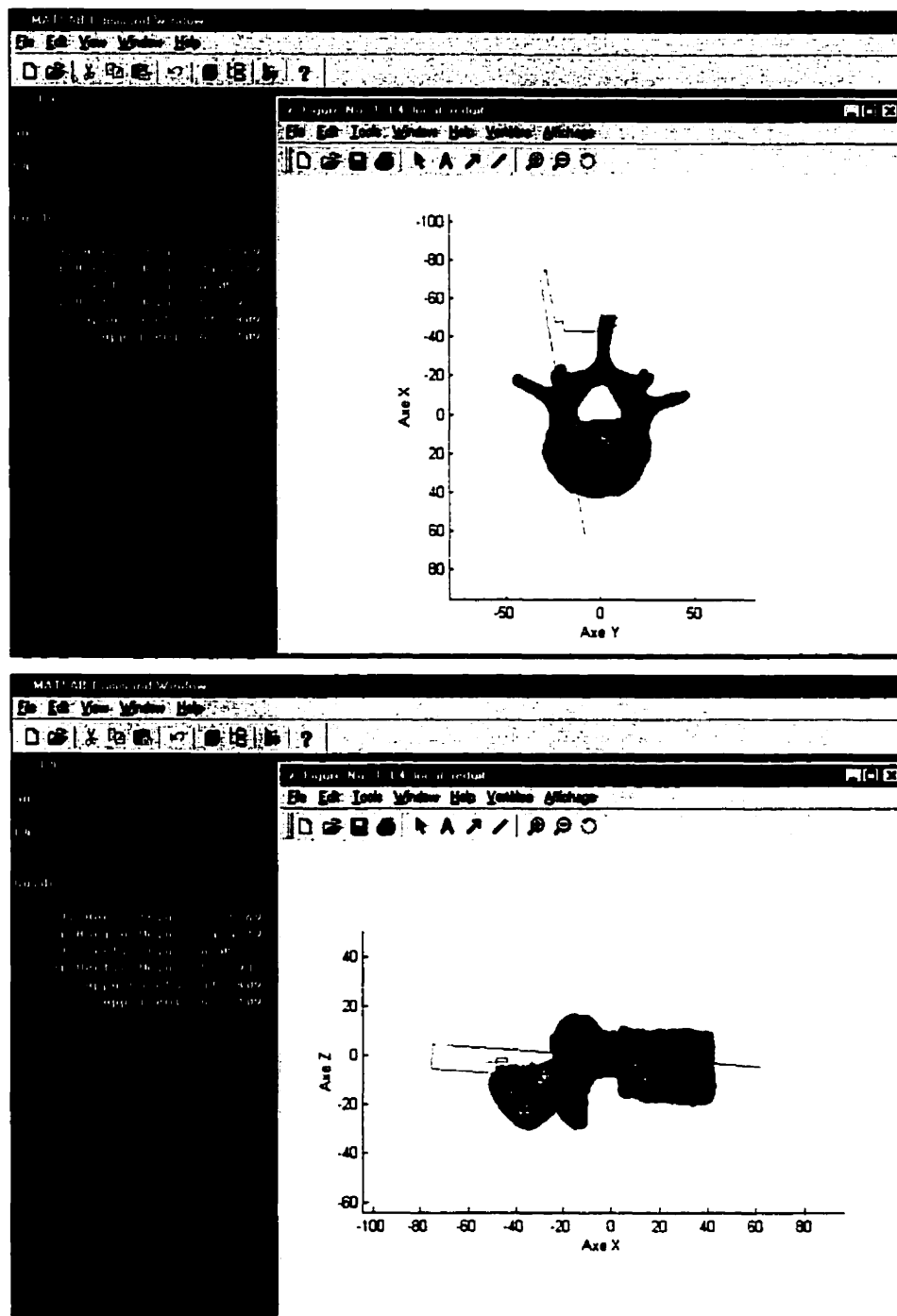


Figure G.4 - Axe de perçage et paramètres de réglage du guide pour L4