

**Titre:** Détermination des plans radiographiques et des repères anatomiques pour la reconstruction tridimensionnelle de la colonne vertébrale scoliotique  
**Title:**

**Auteur:** Bernard André  
**Author:**

**Date:** 1989

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

**Référence:** André, B. (1989). Détermination des plans radiographiques et des repères anatomiques pour la reconstruction tridimensionnelle de la colonne vertébrale scoliotique [Master's thesis, Polytechnique Montréal]. PolyPublie.  
**Citation:** <https://publications.polymtl.ca/57919/>

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

**URL de PolyPublie:** <https://publications.polymtl.ca/57919/>  
**PolyPublie URL:**

**Directeurs de  
recherche:**  
**Advisors:**

**Programme:** Unspecified  
**Program:**

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

DÉTERMINATION DES PLANS RADIOGRAPHIQUES ET DES REPERES  
ANATOMIQUES POUR LA RECONSTRUCTION TRIDIMENSIONNELLE  
DE LA COLONNE VERTÉBRALE SCOLIOTIQUE

par

Bernard ANDRÉ

DÉPARTEMENT DE GÉNIE MÉCANIQUE

ÉCOLE POLYTECHNIQUE

MÉMOIRE PRÉSENTÉ EN VUE DE L'OBTENTION

DU GRADE DE MAÎTRISE ES SCIENCES APPLIQUÉES (M. Sc. A)

Octobre 1989

© Bernard André 1989

National Library  
of Canada

Bibliothèque nationale  
du Canada

Canadian Theses Service    Service des thèses canadiennes

Ottawa, Canada  
K1A 0N4

The author has granted an irrevocable non-exclusive licence allowing the National Library of Canada to reproduce, loan, distribute or sell copies of his/her thesis by any means and in any form or format, making this thesis available to interested persons.

L'auteur a accordé une licence irrévocable et non exclusive permettant à la Bibliothèque nationale du Canada de reproduire, prêter, distribuer ou vendre des copies de sa thèse de quelque manière et sous quelque forme que ce soit pour mettre des exemplaires de cette thèse à la disposition des personnes intéressées.

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

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

ISBN 0-315-58159-X

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

ÉCOLE POLYTECHNIQUE

Ce mémoire intitulé:

DÉTERMINATION DES PLANS RADIOGRAPHIQUES ET DES REPERES  
ANATOMIQUES POUR LA RECONSTRUCTION TRIDIMENSIONNELLE  
DE LA COLONNE VERTÉBRALE SCOLIOTIQUE

présenté par: Bernard André

en vue de l'obtention du grade de: M. Sc. A.

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

M. Gilbert Drouin, Ph. D., président

M. Jean Dansereau, Ph. D.

M. Robert Vinet, D. Sc. A.

## SOMMAIRE

Dans le but de déterminer les plans radiographiques et les repères anatomiques vertébraux donnant la reconstruction de la colonne vertébrale la plus fiable, différents montages stéréoradiographiques ont été étudiés. Le tube à rayons X fut déplacé verticalement, permettant ainsi l'exposition d'un mannequin selon des angles variant de 0° à 30° par incréments de 5°. Un indice de visibilité, variant de 1 (pauvre) à 5 (excellent), a été attribué à chaque repère anatomique vertébral potentiel (sommet et base des deux pédicules, centre des deux plateaux vertébraux et l'extrémité des trois apophyses) pour chaque niveau vertébral (T1 à L5) et pour chaque radiographie. Six stéréopaires ont été formées en assemblant chacune des radiographies angulées avec celle prise à 0°. Une radiographie latérale du mannequin a également été prise. La reconstruction tridimensionnelle a été effectuée à l'aide de l'algorithme du DLT développé par Marzan (1976). En utilisant une technique des moindres carrés, les projections latérales des colonnes reconstruites, selon les différents angles, ont été ajustées sur la radiographie latérale du mannequin. La somme des écarts types a servi d'indice représentant la fiabilité de la reconstruction tridimensionnelle de la colonne vertébrale. La reconnaissance visuelle des centres des plateaux vertébraux s'est révélée plus aisée pour des angles égaux ou inférieurs à 20° (indice de visibilité de 3 et plus sur 5) et relativement difficile pour les angles supérieurs à 20° (indice inférieur ou égal à 2 sur 5). La visibilité des plateaux était généralement faible pour les niveaux

thoraciques supérieurs. Les repères anatomiques situés sur les pédicules présentèrent une bonne visibilité (généralement 4 et plus sur 5) pour l'ensemble des niveaux vertébraux et pour tous les angles. L'ajustement par moindres carrés a confirmé ces observations. En utilisant les six repères anatomiques situés sur les pédicules et les plateaux, l'écart type était minimal pour l'angle de 20°. Lorsque l'ajustement a été effectué en utilisant uniquement les repères situés sur les pédicules, l'écart type était minimal à 30°. La validation de la méthode donna une différence moyenne de  $0.5 \text{ mm} \pm 0.4 \text{ mm}$  entre les coordonnées tridimensionnelles mesurées et calculées sur de petites billes métalliques. Lorsqu'effectuée à l'aide d'une technique stéréoradiographique dont la base est verticale, la reconstruction tridimensionnelle la plus fiable de la colonne vertébrale est obtenue si l'on utilise un angle de 20° entre les deux positions du tube à rayons X. Les repères anatomiques vertébraux donnant les meilleurs résultats sont situés sur les sommets et les bases des deux pédicules ainsi que sur les centres des deux plateaux vertébraux. Il est ainsi recommandé d'utiliser ces angles et ces repères vertébraux pour la reconstruction tridimensionnelle de la colonne vertébrale en milieu clinique.

## ABSTRACT

In order to determine the radiographic planes and the anatomical vertebral landmarks giving the most reliable tridimensional reconstruction of the scoliotic spine, different stereoradiographic set-ups were studied. The X-ray tube was moved upward and angled down allowing the exposure of an X-ray phantom for angles ranging from  $0^\circ$  to  $30^\circ$  by  $5^\circ$  increments. A visibility index, ranging from 1 (poor) to 5 (excellent), was assign to the potential vertebral landmarks (top and bottom of both pedicles, center of both end-plates and the tip of the three processes) on each vertebral level (T1 to L5) for each radiograph. Six stereopairs were formed by coupling the angled radiographs with the one taken at  $0^\circ$ . A lateral radiograph of the panthom was also taken. The tridimensional reconstruction of the spine was done with the Direct Linear Transformation algorithm (DLT) developped by Marzan (1976). Using a least square technique, a best fit of the lateral projection of each reconstruction was done on the lateral radiograph of the phantom. The sum of the residual squares was use as an index of the reliability of the 3D reconstruction. Visual recognition of the center of end-plates was greater for angles of  $20^\circ$  or less (visibility index of about 3 or more on 5) and poor for angles greater than  $20^\circ$  (visibility index inferior of equal to 2). For those landmarks, the visibility was less at the superior thoracic levels. The landmarks on the pedicles showed good visibility (about 4 on 5) for all the vertebral levels on all radiographs. The least square fitting of the reconstruction confirmed those observations.

With the six landmarks, the residual sum was smaller for the 20° stereopair. However, when the least square fitting is done with only the landmarks on the pedicles, the residual sum was smaller at 30°. Validation of the method gave an average difference of 0.5 mm  $\pm$  0.4 mm for the 20° stereopair between the calculated and measured steel ball coordinates (obtained by mean of metrological instruments). When using stereoradiographic techniques, the most reliable tridimensional representation of the scoliotic spine can be obtained if an angle of 20° is use between the two positions of the X-ray tube and with the vertebral landmarks located on the top and bottom of both pedicles and on the center of both vertebral end-plates. It is then recommended to use those radiographic planes and vertebral landmarks for the clinical tridimensional reconstruction of the spine.

## REMERCIEMENTS

Ce projet de maîtrise n'aurait pas été possible sans la collaboration de plusieurs personnes ayant bien voulu me venir en aide.

Je tiens tout d'abord à remercier le docteur Jean Dansereau de l'Ecole Polytechnique qui a accepté de me recevoir comme son premier étudiant gradué. Sa grande patience, sa disponibilité et ses conseils judicieux m'ont été d'un très grand secours tout au long de ce projet et principalement lors de la rédaction de ce mémoire. Je tiens également à remercier très chaleureusement le docteur Paul Allard de l'hôpital Sainte-Justine sans qui je n'aurais probablement jamais entrepris d'études graduées. Je voudrais remercier également tous les gens qui ont contribué de près ou de loin à ce projet, soit par des conseils judicieux ou soit par une aide matérielle. Je nommerai, entre autres, les docteurs Hubert Labelle et Morris Duhaime, M. Pierre Caron, M. Lucien Debranbandeur, M. Benoît Carignan, M. Gingras et le docteur Ian Stokes. Je remercie également le service de radiologie de l'hôpital Sainte-Justine qui a bien voulu mettre à ma disposition la salle et l'équipement radiographique nécessaire à ce projet. De même, je remercie le service de radiologie de l'hôpital Notre-Dame pour avoir prêté le mannequin qui a été utilisé lors de l'expérimentation radiographique. Je remercie également mes collègues de l'hôpital Sainte-Justine et de l'Ecole Polytechnique qui, par leurs activités parascolaires, m'ont permis de me changer les idées en temps

opportun. Je tiens également à remercier messieurs Gilbert Drouin et Robert Vinet qui ont accepté de réviser ce document, en tant que membres du jury d'examen. Enfin, je remercie les organismes FCAR et CRSNG qui ont contribué financièrement à ce projet.

Je garde spécialement pour la fin mon amie Claudia, qui en plus de subir les aléas de son projet de doctorat, m'a encouragé lors des moments difficiles et m'a supporté de façon exemplaire lors de la rédaction de ce mémoire. Elle fut ma principale source de motivation et c'est grâce à elle que la rédaction de ce mémoire ne s'est pas prolongée inutilement.

# TABLE DES MATIERES

	page
SOMMAIRE.....	iv
ABSTRACT.....	vi
REMERCIEMENTS.....	viii
LISTE DES TABLEAUX.....	xvi
LISTE DES FIGURES.....	xviii
LISTE DES ANNEXES.....	xxvii
INTRODUCTION.....	1
<b>CHAPITRE I</b>	
<b>(Revue de la littérature).....</b>	<b>9</b>
1.1 LA COLONNE VERTÉBRALE NORMALE ET SCOLIOTIQUE.....	9
1.1.1 Rappel d'anatomie.....	10
1.1.1.1 La colonne vertébrale normale.....	10
1.1.1.2 Les vertèbres.....	15
1.1.1.3 La cage thoracique.....	24
1.1.2 La scoliose.....	25
1.1.2.1 Généralités.....	26
1.1.2.2 Mécanismes de déformation.....	29

	xi.
1.1.2.3 Conséquences des déformations scoliotiques.....	32
1.1.2.4 Traitement de la scoliose.....	33
1.1.3 Évaluation clinique des déformations scoliotiques.....	38
1.1.3.1 Mesures cliniques de la sévérité de la courbure scoliotique.....	38
1.1.3.2 Mesure de la rotation vertébrale.....	41
1.1.3.3 Limites des méthodes de mesure planaire.....	45
 1.2 TECHNIQUES D'INVESTIGATION RADIOGRAPHIQUES.....	 47
1.2.1 Description et fonctionnement des équipements radiographiques conventionnels.....	48
1.2.2 Description des techniques stéréo radio photogrammétriques.....	53
1.2.2.1 Le cas normal de stéréoradiophotogrammétrie.....	54
1.2.2.2 Le cas convergent de stéréoradio- photogrammétrie.....	55
1.2.2.3 Classification des méthodes de radio- photogrammétrie tridimensionnelles.....	58
1.2.2.4 La méthode du Direct Linear Transformation (DLT).....	61
1.2.2.5 Instrumentation permettant la numérisation des radiographies.....	73
 1.3 REPRÉSENTATIONS TRIDIMENSIONNELLES DE LA COLONNE VERTÉBRALE.....	 76
1.3.1 Les modèles filaires curvilignes.....	77

	xii.
1.3.2 Les modèles filaires volumiques.....	80
1.3.3 Discussion.....	95
<b>CHAPITRE II</b>	
<b>(Matériel et méthode).....</b>	<b>100</b>
2.1 OBJECTIFS DU PROJET.....	100
2.2 RESTRICTIONS.....	106
2.3 MATÉRIEL.....	107
2.3.1 Objet de calibrage.....	108
2.3.2 Dispositif de support de cassettes.....	116
2.4 MÉTHODOLOGIE.....	118
2.4.1 Expérimentation en salle de radiographie.....	118
2.4.2 Évaluation qualitative des radiographies.....	125
2.4.3 Acquisition des données radiographiques.....	129
2.4.3.1 Numérisation des radiographies.....	130
2.4.3.2 Transformation des fichiers de données.....	131
2.4.4 Validation de la méthode de reconstruction.....	133
2.4.5 Influences des erreurs de numérisation.....	142
2.4.6 Reconstruction de la colonne vertébrale.....	144

**CHAPITRE III**

<b>(Résultats et discussion)</b> .....	148
<b>3.1 RÉSULTATS DE L'ÉVALUATION QUALITATIVE</b>	
DES RADIOGRAPHIES.....	148
3.1.1 Identification des repères.....	148
3.1.2 Discussion.....	158
<b>3.2 RÉSULTATS DE LA VALIDATION DE LA MÉTHODE DE</b>	
<b>RECONSTRUCTION</b> .....	162
3.2.1 Influence des points de calibrage situés à l'intérieur du volume de calibrage.....	164
3.2.2 Influence du nombre de points de calibrage.....	168
3.2.3 Exactitude de la reconstruction en extrapolation.....	171
3.2.4 Répétabilité de la méthode.....	174
3.2.5 Asymétrie de l'objet de calibrage vs extrapolation.....	179
3.2.6 Synthèse.....	180
<b>3.3 INFLUENCE DES ERREURS DE NUMÉRISATION SUR LA</b>	
<b>RECONSTRUCTION TRIDIMENSIONNELLE</b> .....	180
3.3.1 Erreurs de numérisation, erreurs de reconstruction et erreurs DLT.....	181
3.3.1.1 Erreur de numérisation.....	181
3.3.1.2 Erreur de reconstruction.....	182
3.3.1.3 Erreur DLT.....	183

3.3.2 Comportement de l'erreur de reconstruction et de l'erreur DLT.....	186
3.3.2.1 Erreur de numérisation vs erreur de reconstruction.....	186
3.3.2.2 Erreur de numérisation vs erreur DLT.....	192
3.3.3 Répartition des erreurs dans le volume de calibrage.....	197
3.3.4 Correction des erreurs de numérisation selon la coordonnée X.....	199
3.3.4.1 Méthode analytique.....	199
3.3.4.2 Méthode numérique itérative.....	202
3.3.5 Synthèse.....	208
 3.4 RÉSULTATS DE LA RECONSTRUCTION TRIDIMENSIONNELLE DE LA COLONNE VERTÉBRALE.....	 209
3.4.1 Évaluation qualitative visuelle des reconstructions tridimensionnelles de la colonne vertébrale.....	 209
3.4.2 Comparaison des reconstructions tridimensionnelles avec l'évaluation qualitative des radiographies.....	 216
3.4.3 Comparaison des corrections effectuées selon X avec l'évaluation qualitative des radiographies.....	 219
3.4.4 Comparaison de la projection latérale de la reconstruction tridimensionnelle avec la vue latérale numérisée.....	 229
3.4.5 Synthèse.....	234
 3.5 DISCUSSION GÉNÉRALE.....	 235

**CHAPITRE IV**

**(Conclusion et recommandations)..... 243**

4.1 CONCLUSION..... 243

4.2 RECOMMANDATIONS..... 247

RÉFÉRENCES..... 251

## LISTE DES TABLEAUX

Tableau 2.1	Déplacements verticaux en cm de la source de rayons X et de la cassette en fonction de l'angulation du tube.....	120
Tableau 2.2	Paramètres d'exposition radiographique en fonction de l'angulation.....	124
Tableau 2.3	Équivalence des cotes de visibilité des repères anatomiques vertébraux.....	129
Tableau 3.1	Influence des points de calibrage situés sur la plaque du milieu.....	165
Tableau 3.2	Test de Student sur l'influence de points de calibrage centraux.....	166
Tableau 3.3	Influence du nombre de points de calibrage.....	169
Tableau 3.4	Test de Student sur l'influence du nombre de points de calibrage.....	170
Tableau 3.5	Interpolation et extrapolation des points reconstruits.....	172
Tableau 3.6	Test de Student sur l'exactitude de la reconstruction en extrapolation.....	173
Tableau 3.7	Répétabilité de la méthode de reconstruction....	176
Tableau 3.8	Test de Student sur la répétabilité de la méthode de reconstruction.....	176
Tableau 3.9	Validation de la méthode de correction analytique.....	200
Tableau 3.10	Validation de la méthode de correction itérative.....	204

Tableau 3.11	Cote de visibilité comparée avec les déplacements calculés selon X (stéréopaire 0°-5°).....	221
Tableau 3.12	Cote de visibilité comparée avec les déplacements calculés selon X (stéréopaire 0°-10°).....	222
Tableau 3.13	Cote de visibilité comparée avec les déplacements calculés selon X (stéréopaire 0°-15°).....	223
Tableau 3.14	Cote de visibilité comparée avec les déplacements calculés selon X (stéréopaire 0°-20°).....	224
Tableau 3.15	Cote de visibilité comparée avec les déplacements calculés selon X (stéréopaire 0°-25°).....	225
Tableau 3.16	Cote de visibilité comparée avec les déplacements calculés selon X (stéréopaire 0°-30°).....	226
Tableau B.1	Instrumentation utilisée et précision des appareils.....	264

## LISTE DES FIGURES

Figure 1	Visibilité des repères anatomiques vertébraux et exactitude de la reconstruction en fonction de l'angle entre les positions du tube à rayons X.....	6
Figure 1.1	La colonne vertébrale normale.....	11
Figure 1.2	Disque intervertébral.....	13
Figure 1.3	Les ligaments vertébraux.....	15
Figure 1.4	Vertèbre typique.....	16
Figure 1.5	Vertèbre cervicale typique.....	19
Figure 1.6	Vertèbre thoracique typique.....	20
Figure 1.7	Ensemble des vertèbres thoraciques.....	21
Figure 1.8	Vertèbre lombaire typique.....	22
Figure 1.9	Le sacrum et le coccyx.....	23
Figure 1.10	La cage thoracique.....	24
Figure 1.11	Une côte typique.....	25
Figure 1.12	Déformations scoliotiques de la colonne vertébrale et de la cage thoracique.....	27
Figure 1.13	Déformations vertébrales causées par la scoliose.....	28
Figure 1.14	Rotation vertébrale.....	30
Figure 1.15	Tige d'Harrington.....	35
Figure 1.16	Méthode de Dwyer.....	36
Figure 1.17	Méthode de Cotrel-Dubousset.....	37

Figure 1.18	Mesure de la courbure de la colonne scoliothique...	39
Figure 1.19	Détermination de la rotation vertébrale par la position de l'apophyse épineuse.....	41
Figure 1.20	Évaluation de la rotation vertébrale par rapport au pourcentage de déplacement des pédicules.....	42
Figure 1.21	Torsiomètre de Perdriolle.....	45
Figure 1.22	Source de rayons X.....	49
Figure 1.23	Vue en coupe de la cassette radiographique et de ses composantes.....	52
Figure 1.24	Grillage antidiffusion.....	53
Figure 1.25	Cas normal de stéréoradiophotogrammétrie.....	55
Figure 1.26	Cas convergent de stéréoradiophotogrammétrie.....	56
Figure 1.27	La configuration biplanaire orthogonale de stéréo radio photogrammétrie.....	57
Figure 1.28	Représentation schématique de l'algorithme du DLT.....	62
Figure 1.29	Stéréocomparateur.....	74
Figure 1.30	Repères anatomique utilisés.....	79
Figure 1.31	Surface de courbure et volume de torsion.....	79
Figure 1.32	Représentation graphique de la colonne reconstruite.....	81
Figure 1.33	Installation stéréoradiographique.....	83
Figure 1.34	Vertèbre modélisée.....	85
Figure 1.35	Repères anatomiques vertébraux.....	87

Figure 1.36	Reconstruction tridimensionnelle de la colonne vertébrale.....	88
Figure 1.37	Emplacement des repères anatomiques vertébraux.....	89
Figure 1.38	Schéma de l'installation radiographique utilisée..	92
Figure 1.39	Vertèbre schématisée: emplacement des repères anatomiques utilisés.....	93
Figure 2.1	Influence de l'angle des plans radiographiques sur l'erreur de la coordonnée de profondeur.....	102
Figure 2.2	Influence de l'angle des plans radiographiques sur la visibilité des cylindres.....	103
Figure 2.3	Localisation de différentes structures selon l'angle de la source de rayons X.....	105
Figure 2.4	Plans de l'objet de calibrage.....	110
Figure 2.5	Détermination du volume de calibrage.....	112
Figure 2.6	Localisation du système d'axes de l'objet de calibrage.....	114
Figure 2.7	Mesure des coordonnées des billes de l'objet de calibrage.....	115
Figure 2.8	Support de cassette: installation existante.....	116
Figure 2.9	Support de cassette: dispositif fabriqué pour le projet.....	117
Figure 2.10	Déplacement de la cassette en fonction de l'angulation de la source de rayons X.....	119
Figure 2.11	Vue rapprochée du mannequin installé dans l'objet de calibrage.....	122

Figure 2.12	Vue illustrant l'ensemble de l'appareillage utilisé lors de l'acquisition des données radiographiques.....	123
Figure 2.13	Utilisation de plaques d'aluminium pour uniformiser la quantité de radiation sur les films.....	125
Figure 2.14	Position des repères anatomiques vertébraux.....	127
Figure 2.15	Grille d'évaluation qualitative des repères anatomiques vertébraux.....	128
Figure 2.16	Corrections de rotation et de translation effectuées sur les radiographies numérisées.....	133
Figure 2.17	Absence de points de calibrage sur la plaque centrale.....	136
Figure 2.18	Points de calibrage sur la plaque centrale.....	137
Figure 2.19	8 points de calibrage.....	138
Figure 2.20	24 points de calibrage.....	139
Figure 2.21	Interpolation des points reconstruits.....	140
Figure 2.22	Extrapolation des points reconstruits.....	141
Figure 2.23	Déplacements imposés sur les coordonnées numérisées.....	142
Figure 2.24	Configuration de calibrage lors des essais de simulation d'erreur de numérisation.....	144
Figure 2.25	Configuration de l'objet de calibrage lors de la reconstruction de la colonne vertébrale.....	145
Figure 3.1	Visibilité des pédicules en fonction du niveau vertébral et de l'angulation.....	151
Figure 3.2	Visibilité des plateaux vertébraux en fonction du niveau vertébral et de l'angulation.....	152

Figure 3.3	Visibilité des apophyses en fonction du niveau vertébral et de l'angulation.....	153
Figure 3.4	Visibilité moyenne des niveaux vertébraux en fonction de l'angulation du tube (pédicules).....	156
Figure 3.5	Visibilité moyenne des niveaux vertébraux en fonction de l'angulation du tube (plateaux).....	156
Figure 3.6	Visibilité moyenne des niveaux vertébraux en fonction de l'angulation du tube (apophyses).....	157
Figure 3.7	Orientation des vertèbres par rapport à la position de la source de rayons X.....	160
Figure 3.8	Influence des points de calibrage situés sur la plaque du milieu.....	164
Figure 3.9	Influence du nombre de points de calibrage.....	168
Figure 3.10	Interpolation et extrapolation des points reconstruits.....	171
Figure 3.11	Répétabilité de la méthode de reconstruction.....	175
Figure 3.12	Répartition des erreurs 3D sur les points reconstruits.....	178
Figure 3.13	Comparaison des erreurs de reconstruction et des erreurs DLT.....	184
Figure 3.14	Corrélation linéaire entre l'erreur DLT et l'erreur de reconstruction (n=12, r=0.26).....	185
Figure 3.15	Corrélation linéaire entre l'erreur DLT et l'erreur de reconstruction (n=120, r=0.20).....	185
Figure 3.16	Influence de l'erreur de numérisation en X sur les coordonnées reconstruites.....	187

Figure 3.17	Influence de l'erreur de numérisation en Y sur les coordonnées reconstruites.....	187
Figure 3.18	Erreur de numérisation en X.....	188
Figure 3.19	Erreur de numérisation en Y: déplacement sur la vue angulée.....	189
Figure 3.20	Erreur de numérisation en Y: déplacement sur la vue à 0°.....	190
Figure 3.21	Rotation résiduelle des radiographies numérisées.....	192
Figure 3.22	Influence de l'erreur de numérisation en X sur l'erreur DLT.....	193
Figure 3.23	Influence de l'erreur de numérisation en Y sur l'erreur DLT.....	193
Figure 3.24	Influence des erreurs de numérisation sur l'erreur DLT.....	195
Figure 3.25	Erreur de numérisation en X en fonction de l'erreur DLT 3D.....	196
Figure 3.26	Répartition des erreurs DLT 3D sur l'objet de calibrage.....	198
Figure 3.27	Algorithme itératif corrigeant l'erreur de numérisation en X.....	203
Figure 3.28	Évolution de l'erreur de reconstruction selon l'angulation du tube.....	206
Figure 3.29	Évolution de l'erreur DLT 3D selon l'angulation du tube.....	207
Figure 3.30	Projections dorsales des colonnes reconstruites selon les repères situés sur les pédicules et les plateaux vertébraux.....	210

Figure 3.31	Projections dorsales des colonnes reconstruites selon les repères situés sur les trois apophyses..	211
Figure 3.32	Projections latérales des colonnes reconstruites selon les repères situés sur les pédicules et les plateaux vertébraux.....	212
Figure 3.33	Projections latérales des colonnes reconstruites selon les repères situés sur les pédicules, les plateaux vertébraux et les apophyses.....	213
Figure 3.34	Projections latérales des colonnes reconstruites selon les repères situés sur les pédicules uniquement.....	214
Figure 3.35	Somme des différences entre la projection latérale et la vue latérale numérisée (ajustement selon l'ensemble des points).....	230
Figure 3.36	Somme des différences entre la projection latérale et la vue latérale numérisée (ajustement selon les pédicules).....	231
Figure 3.37	Somme des différences entre la projection latérale et la vue latérale numérisée (ajustement selon les plateaux vertébraux).....	233
Figure C.1	Visibilité des repères anatomiques vertébraux: sommet pédicule gauche.....	267
Figure C.2	Visibilité des repères anatomiques vertébraux: base pédicule gauche.....	268
Figure C.3	Visibilité des repères anatomiques vertébraux: sommet pédicule droit.....	269
Figure C.4	Visibilité des repères anatomiques vertébraux: base pédicule droit.....	270
Figure C.5	Visibilité des repères anatomiques vertébraux: plateau vertébral supérieur.....	271

Figure C.6	Visibilité des repères anatomiques vertébraux: plateau vertébral inférieur.....	272
Figure C.7	Visibilité des repères anatomiques vertébraux: apophyse transverse gauche.....	273
Figure C.8	Visibilité des repères anatomiques vertébraux: apophyse transverse droite.....	274
Figure C.9	Visibilité des repères anatomiques vertébraux: apophyse épineuse.....	275
Figure C.10	Visibilité moyenne des repères en fonction du niveau vertébral (radiographie PA 0°).....	276
Figure C.11	Visibilité moyenne des repères en fonction du niveau vertébral (radiographie PA 5°).....	276
Figure C.12	Visibilité moyenne des repères en fonction du niveau vertébral (radiographie PA 10°).....	277
Figure C.13	Visibilité moyenne des repères en fonction du niveau vertébral (radiographie PA 15°).....	277
Figure C.14	Visibilité moyenne des repères en fonction du niveau vertébral (radiographie PA 20°).....	278
Figure C.15	Visibilité moyenne des repères en fonction du niveau vertébral (radiographie PA 25°).....	278
Figure C.16	Visibilité moyenne des repères en fonction du niveau vertébral (radiographie PA 30°).....	279
Figure C.17	Visibilité moyenne des niveaux vertébraux en fonction de l'angulation du tube (pédicules)....	280
Figure C.18	Visibilité moyenne des niveaux vertébraux en fonction de l'angulation du tube (plateaux).....	280
Figure C.19	Visibilité moyenne des niveaux vertébraux en fonction de l'angulation du tube (apophyses)....	281

Figure C.20 Visibilité moyenne des repères anatomiques  
vertébraux en fonction de l'angulation du tube..... 281

## LISTE DES ANNEXES

ANNEXE A	(Lexique).....	257
ANNEXE B	(Calculs des erreurs maximales sur les coordonnées mesurées de l'objet de calibrage).....	265
ANNEXE C	(Résultats de l'évaluation qualitative des radiographies).....	266
ANNEXE D	(Test statistique).....	282

# INTRODUCTION

La scoliose se définit comme étant une déviation latérale de la colonne vertébrale telle que vue dans le plan frontal. Chez les personnes atteintes, cette déviation entraîne une déformation de l'ensemble du tronc. Lorsque légères, ces déformations causent tout d'abord des problèmes d'ordre esthétique, mais lors de l'aggravation de la scoliose, elles peuvent également entraîner des maux de dos. Dans les cas extrêmes, le sujet atteint de scoliose peut éprouver des troubles ambulatoires et voir ses fonctions vitales, comme la respiration, fortement perturbées. Les conséquences possiblement dramatiques de la scoliose demande un dépistage précoce de la maladie et un suivi clinique régulier. Il est en effet très important de bien suivre l'évolution des déformations scoliotiques afin de prendre, au bon moment, les mesures correctrices qui s'imposent.

Les méthodes cliniques actuelles utilisées pour l'examen de la scoliose sont basées sur des examens visuels et radiographiques du patient. Les déformations scoliotiques, courbures et rotations vertébrales sont mesurées directement sur une radiographie frontale ou dorsale du patient (Cobb, 1948; Nash et Moe, 1969; Perdriolle, 1979). Or, de par sa nature, le cliché radiographique n'est pas une image, au sens propre du terme, mais plutôt une représentation de la densité des différents matériaux exposés se présentant sous la forme de contrastes (Jacobson et Webster, 1977). De plus, l'image radiographique contient toutes sortes

d'artefacts, comme par exemple le grossissement, la distorsion de la perspective, etc., qui ne sont pas nécessairement linéaires (Hallert, 1969). Ainsi, des mesures prises sur une radiographie ne donneront pas les dimensions exactes de l'objet réel. Finalement, toute l'information contenue sur un cliché radiographique est bidimensionnelle et ne comprend donc aucune information quant à la dimension de profondeur.

L'utilisation de techniques radiographiques conventionnelles, telle la prise de radiographies antéro-postérieure (AP) et latérale, a probablement contribué à perpétuer l'idée que l'ensemble des déformations scoliotiques n'est qu'une déviation latérale de la colonne vertébrale telle que vue dans le plan frontal (Stokes et coll., 1987). Or, l'adjonction des déformations scoliotiques avec les courbures naturelles de la colonne (cyphose et lordose) génère un ensemble complexe de déformations dans l'espace. Ainsi, les techniques conventionnelles utilisées en clinique ne peuvent représenter de façon adéquate les déformations tridimensionnelles de la colonne vertébrale scoliotique, comme la rotation vertébrale, la torsion de la colonne, etc. (Benson et coll., 1976; Brown et coll., 1976; Dansereau, 1983; Stokes et coll., 1986).

Afin de remédier à cette situation, plusieurs méthodes stéréoradiographiques furent proposées. Ces techniques de reconstruction tridimensionnelles reposent toutes sur la prise d'un minimum de deux clichés radiographiques selon des angles

différents entre eux. Les coordonnées bidimensionnelles de certains points d'intérêt sont mesurées sur les deux radiographies et leurs coordonnées tridimensionnelles sont déterminées à l'aide de relations géométriques. Selon la complexité de ces relations géométriques, l'exactitude du calcul des coordonnées tridimensionnelles peut être augmentée (Marzan, 1976). Les principales méthodes présentées dans la littérature utilisent des algorithmes de reconstruction qui diffèrent considérablement, en partant de relations géométriques simples (Matteri et coll., 1976; Rab et Chao, 1977) et en allant jusqu'aux algorithmes complexes comprenant des procédures de calibrage très élaborées (Kratky, 1975; Marzan, 1976; Stokes et coll., 1987; Plamondon, 1989). La majorité de ces techniques sont difficilement applicables en milieu clinique conventionnel, soit à cause de l'utilisation de deux tubes à rayons X (Brown et coll., 1976; Stokes et coll., 1980), soit à cause d'une installation fixe (Rab et Chao, 1977) ou bien à cause des trop grandes distances focales utilisées (Stokes et coll., 1987). En effet, la grande majorité des salles d'examens radiographiques ne possèdent qu'un seul tube à rayons X et sont de dimensions relativement restreintes. De plus, l'achalandage et les dimensions restreintes de ces salles ne permettent pas l'utilisation de méthodes nécessitant un appareillage complexe installé de façon permanente.

D'autre part, il ne semble pas y avoir d'unanimité concernant le choix des plans radiographiques utilisés (Kratky, 1975; Brown et

coll., 1976; Hindmarsh et coll., 1980; Stokes et coll., 1987; Plamondon, 1989) ni en ce qui concerne le choix des repères anatomiques vertébraux utilisés pour la reconstruction (Kratky, 1975; Rab et Chao, 1977, Stokes et coll., 1980; Hindmarsh et coll., 1980).

L'émergence de techniques d'investigation plus sophistiquées comme la tomographie axiale (CT scan) et la Résonance Magnétique Nucléaire (RMN) permet de s'interroger sur la pertinence de l'utilisation des techniques radiographiques conventionnelles pour l'étude tridimensionnelle de la colonne vertébrale scoliotique. La scoliose s'évalue cliniquement debout, le patient se tenant sans l'aide d'aucun support. Or, bien que la tomographie axiale et la RMN donnent des images en coupe de l'intérieur du corps bien plus nettes que les radiographies, elles imposent au patient une position couchée, ne donnant plus une idée réaliste des déformations scoliotiques. De plus, dans le cas de la tomographie axiale, il faut environ 3 coupes par centimètre pour obtenir une représentation relativement fidèle de la colonne vertébrale, ce qui représente environ 150 à 200 coupes sur l'ensemble du rachis (Godillon et Lepoutre, 1988). Ceci implique une irradiation beaucoup trop importante pour le patient et demande beaucoup trop de temps pour un examen clinique de routine. Même si elle est sans danger pour le patient, la RMN demande également beaucoup de temps et nécessite de l'appareillage très coûteux.

Tout comme la RMN, l'ultrasonoscopie est sans risque pour le patient. Par contre, les images obtenues par cette technique ne sont pas assez nettes pour permettre l'identification de repères anatomiques fiables.

A la lumière de ces faits, il semble donc encore très pertinent d'effectuer une étude sur la reconstruction tridimensionnelle de la colonne vertébrale à partir de techniques stéréoradiographiques.

L'objectif principal de ce projet de maîtrise est de déterminer les plans radiographiques ainsi que les repères anatomiques vertébraux permettant d'obtenir la représentation tridimensionnelle la plus fiable de la colonne vertébrale. En effet, pour effectuer une reconstruction tridimensionnelle, il est nécessaire d'utiliser au moins deux plans radiographiques. L'exactitude de la reconstruction dépend de la facilité d'identification des mêmes repères sur les différents plans. Or, l'exactitude de la reconstruction augmente avec l'angle entre les plans (Marzan, 1976). Par contre, il est supposé (comme hypothèse de travail) que la facilité d'identification du même repère anatomique sur deux radiographies diminue avec l'augmentation de l'angle entre ces deux plans radiographiques. Les relations liant l'exactitude de la reconstruction, la facilité d'identification des repères et l'angle entre les plans radiographiques ne sont pas connues avec certitude mais peuvent être représentées de façon très schématique, telle qu'illustrée à la figure 1. Le principal objectif de ce projet est donc

de déterminer la région, près du point d'intersection entre ces deux courbes, donnant les meilleurs résultats.

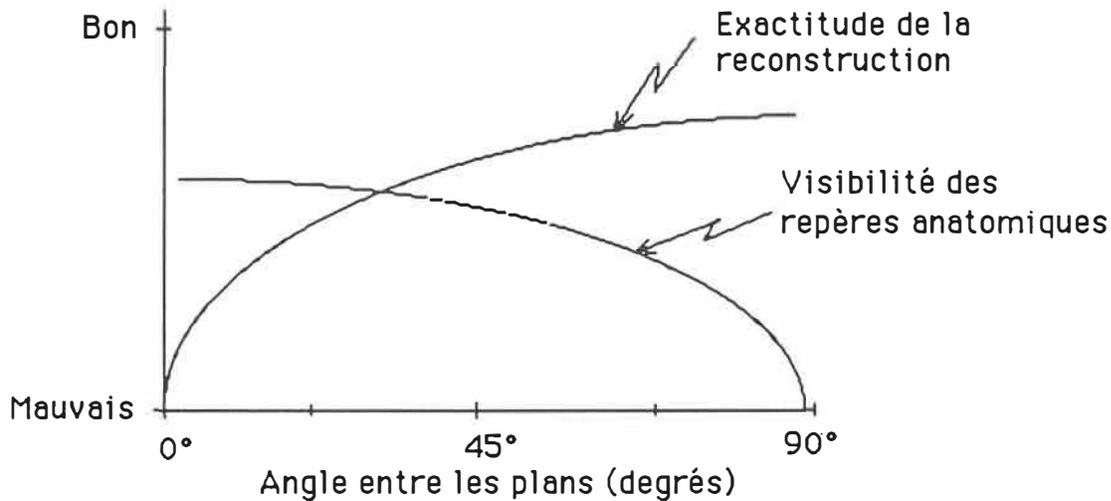


Figure 1

Visibilité des repères anatomiques vertébraux et exactitude de la reconstruction en fonction de l'angle entre les positions du tube à rayons X

Afin de rencontrer l'objectif principal, plusieurs objectifs spécifiques sont définis :

- déterminer l'influence de la position des sources de rayons X sur l'identification visuelle des repères anatomiques vertébraux;
- valider la méthode de reconstruction à l'aide de points (situés sur l'objet de calibrage) dont les coordonnées tridimen-

sionnelles sont connues. Il est ainsi possible de déterminer l'influence du nombre de points de calibrage et de leur répartition sur l'exactitude de la reconstruction;

- évaluer le comportement de la méthode de reconstruction en simulant des erreurs de numérisation sur des points reconstruits de l'objet de calibrage.

Le présent document est structuré de la façon suivante: un premier chapitre couvre l'ensemble de la revue de la littérature pertinente à ce projet. Il s'agit d'un bref rappel de l'anatomie de la colonne vertébrale normale et scoliotique, suivi d'une introduction aux techniques de radiologie diagnostique et de radiophotogrammétrie. Le premier chapitre se termine par une revue des principales méthodes radiographiques représentant la colonne vertébrale en trois dimensions. Le chapitre II décrit l'ensemble de la méthodologie utilisée dans ce projet de recherche. Au troisième chapitre, les résultats de l'examen visuel des radiographies, de la validation de la méthode et de la reconstruction tridimensionnelle de la colonne vertébrale sont présentés et discutés. Finalement, le chapitre IV se veut une conclusion et un ensemble de recommandations résultant de ce projet.

8.

L'ensemble des termes techniques utilisés dans ce mémoire est défini au lexique de l'annexe A. Le lecteur est prié d'y référer au besoin.

# CHAPITRE I

## REVUE DE LA LITTÉRATURE

Le présent chapitre se veut une revue de la littérature et une présentation des principes de base nécessaires à la réalisation de ce projet. Dans ce chapitre, les sujets suivants sont traités: l'anatomie de la colonne vertébrale normale et scoliotique, les principes de base de radiologie diagnostique et de radiographie et, finalement, les principales techniques mises au point afin de reconstruire et de représenter tridimensionnellement la colonne vertébrale.

### 1.1 LA COLONNE VERTÉBRALE NORMALE ET SCOLIOTIQUE

Dans ce travail, il sera fait référence à différents termes d'anatomie et de pathologie de la colonne vertébrale humaine. Afin d'introduire, ou de rappeler, les notions de bases, la présente section se veut une brève présentation de l'anatomie de la colonne vertébrale normale et de la colonne scoliotique. Tout d'abord, la colonne vertébrale dans son ensemble sera étudiée et, ensuite, chacune de ses principales constituantes seront décrites. Par la suite, les notions générales de scoliose seront abordées. Les principaux mécanismes de déformation scoliotique seront également décrits. Finalement, les principales méthodes d'examen utilisées lors du suivi clinique des patients scoliotiques seront présentées.

### 1.1.1 Rappel d'anatomie

Les notions d'anatomie énoncées dans les prochaines sections sont tirées des références suivantes: White et Panjabi (1978), Rouvière (1981), Gray's (1985), et Dansereau (1987).

#### 1.1.1.1 La colonne vertébrale normale

La colonne vertébrale est une structure articulée osseuse, ligamenteuse et musculaire complexe. Elle est située à la partie postérieure du tronc, prend naissance à la base du crâne et se termine à la base du dos. Cette structure remplit trois principales fonctions:

- i) soutenir la partie supérieure du corps humain, soit: la tête, les épaules et la cage thoracique;
- ii) maintenir la posture et permettre la mobilité nécessaire à la locomotion et au contrôle de la tête et des membres supérieurs;
- iii) protéger le système nerveux central, la moelle épinière et les organes vitaux thoraciques et abdominaux.

La composante osseuse de la colonne vertébrale est constituée de 33 vertèbres qui sont groupées en cinq segments ou niveaux distincts (figure 1.1):

- i) la colonne cervicale composée de sept vertèbres (C1 à C7) très mobiles permettant les mouvements de la tête;
- ii) la colonne thoracique, ou dorsale, composée de douze vertèbres (T1 à T12 ou D1 à D12) auxquelles sont rattachées les côtes;

- iii) la colonne lombaire composée des cinq vertèbres (L1 à L5) les plus volumineuses;
- iv) le sacrum composé de cinq vertèbres soudées entre elles constituant un os unique;
- v) le coccyx composé de quatre vertèbres également fusionnées formant un seul os. Le coccyx est lui-même fusionné au sacrum et le tout forme une structure unique.

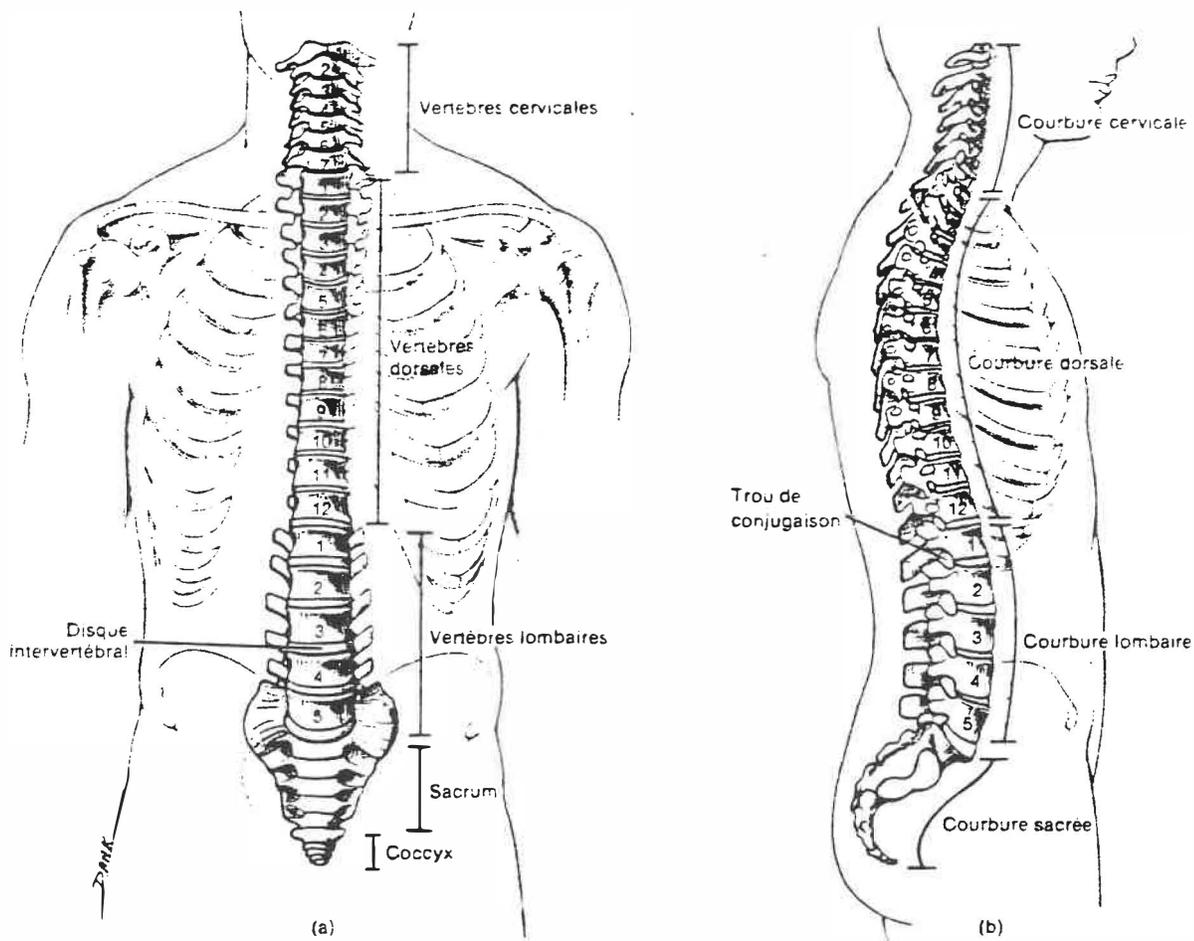


Figure 1.1  
La colonne vertébrale normale: a) vue frontale; b) vue latérale  
(tirée de Tortora et Anagnostakos, 1988)

Dans le plan frontal, la colonne vertébrale se présente comme étant essentiellement droite à l'exception d'une très légère

courbure thoracique sur la droite (figure 1.1a). Selon les auteurs, ceci peut être dû soit au passage de l'aorte ou bien soit à l'usage continue de la main droite (White et Panjabi, 1978). Vues dans le plan sagittal, quatre grandes courbures se distinguent (figure 1.1b). La première, située dans la région cervicale, présente une concavité postérieure, c'est la lordose cervicale. La seconde, la courbure thoracique ou cyphose thoracique, est concave antérieurement et est plus prononcée que celle de la lordose cervicale. La courbure lombaire, ou lordose lombaire, est concave postérieurement. Finalement, la courbure sacrale est concave antérieurement. Bien que ces quatre courbures ne soient pas de même amplitude, il est probable qu'elles tendent à se compenser mutuellement (Voutsinas, 1986).

La taille et le poids des vertèbres augmentent vers les niveaux inférieurs, les plus petites étant les vertèbres cervicales et les plus grosses les vertèbres lombaires (figure 1.1). Cet accroissement est dû à la répartition du poids du corps le long de la colonne vertébrale. Les vertèbres s'emboîtent les unes dans les autres au moyen de facettes articulaires et les corps vertébraux sont séparés par des disques fibreux.

Les disques intervertébraux (figure 1.2) sont principalement composés de trois matériaux. Il y a le centre, ou noyau, gélatineux entouré de plusieurs couches de tissus fibreux. Les fibres de chaque couche sont inclinées à  $\pm 30^\circ$  mais perpendiculairement aux

fibres des couches adjacentes. Cet arrangement donne de bonnes propriétés mécaniques au disque, en tension et en compression. Le disque est recouvert sur ces parties inférieure et supérieure d'un revêtement cartilagineux permettant l'attachement du disque aux plateaux des corps vertébraux. La rigidité de ce revêtement assure une bonne répartition du chargement sur le disque.

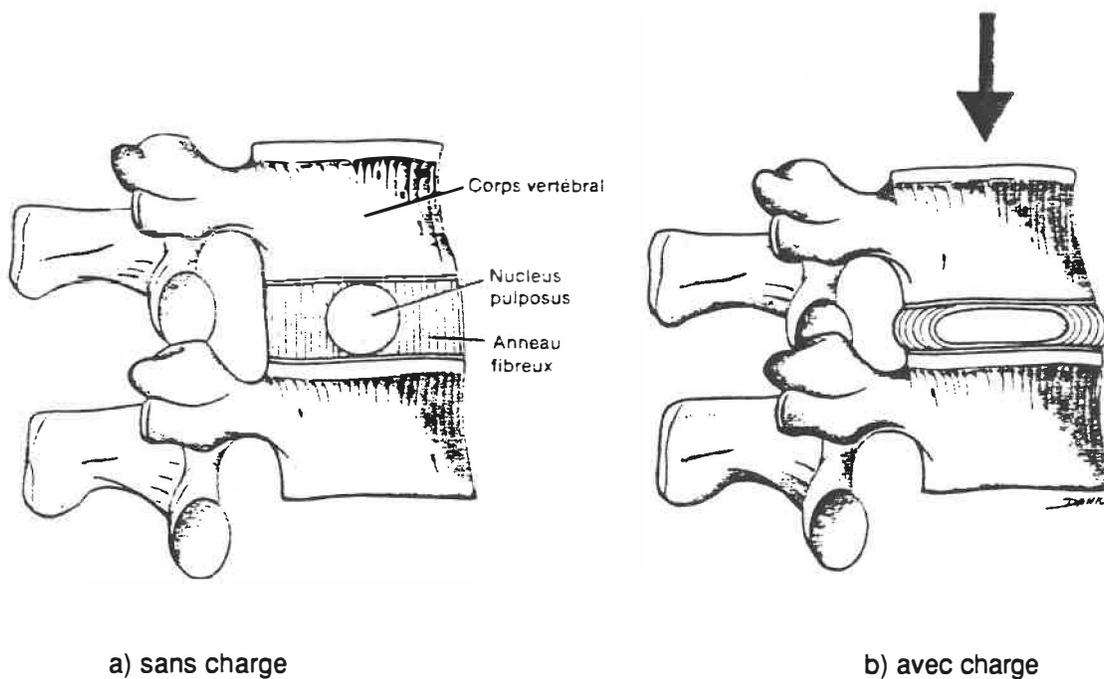


Figure 1.2  
Disque intervertébral  
(tirée de Tortora et Anaghostakos, 1988)

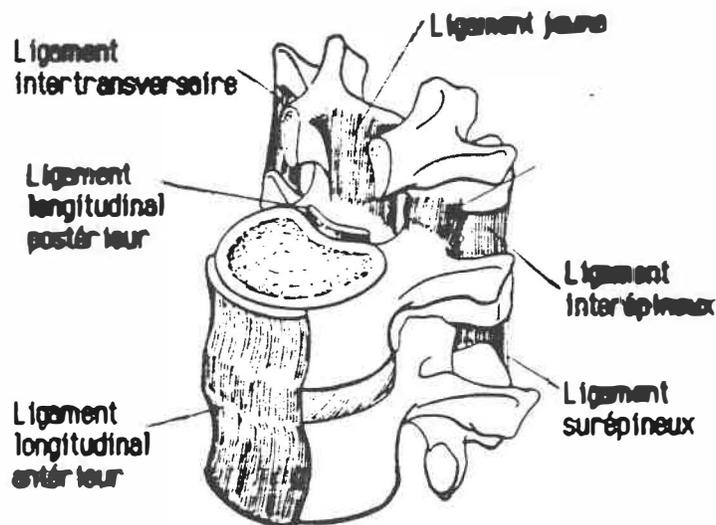
L'ensemble vertèbre-disque forme une structure articulée semi-rigide qui répartit le poids de la partie supérieure du corps le long du tronc. Cette structure tient également le rôle d'amortisseur en atténuant l'effet, sur les organes et la tête, des impacts causés par la locomotion.

En plus des vertèbres et des disques, la colonne vertébrale est constituée d'un ensemble de ligaments (figure 1.3) dont les rôles principaux sont de maintenir les vertèbres en place et de limiter certains mouvements intervertébraux. Ces principaux ligaments sont les suivants:

- i) les ligaments antérieur et postérieur. Ils sont situés respectivement sur la face antérieure et la face postérieure du corps vertébral et parcourent toute la longueur de la colonne. Ces ligaments limitent les mouvements de flexion et d'extension de la colonne;
- ii) les ligaments jaunes. Ces ligaments sont situés dans la partie postérieure du canal médulaire, sur la face antérieure des lames. Ils limitent les mouvements en flexion de la colonne et maintiennent une certaine cohésion entre les vertèbres;
- iii) les ligaments intertransversaires. Ces ligaments relient les apophyses transverses de deux vertèbres adjacentes. Ils limitent les mouvements de flexion latérale et de rotation de la colonne;
- iv) les ligaments interépineux. Ces ligaments relient entre elles les apophyses épineuses de deux vertèbres adjacentes et limitent les mouvements de flexion et de rotation de la colonne;
- v) le ligament surépineux. Ce ligament court sur toute la longueur de la colonne et est situé sur l'extrémité des apophyses épineuses. Il limite les mouvements de flexion et de rotation de la colonne.

La colonne vertébrale osseuse et ligamenteuse ne constitue pas une structure très rigide et est incapable de supporter, sans

s'effondrer, un poids important comme celui de la tête et du tronc (Lucas, 1961). La solidité de la colonne est assurée par un ensemble de muscles qui, en exerçant des forces de tension et de compression aux endroits appropriés, permettent à la structure de supporter le chargement qui lui est imposé.

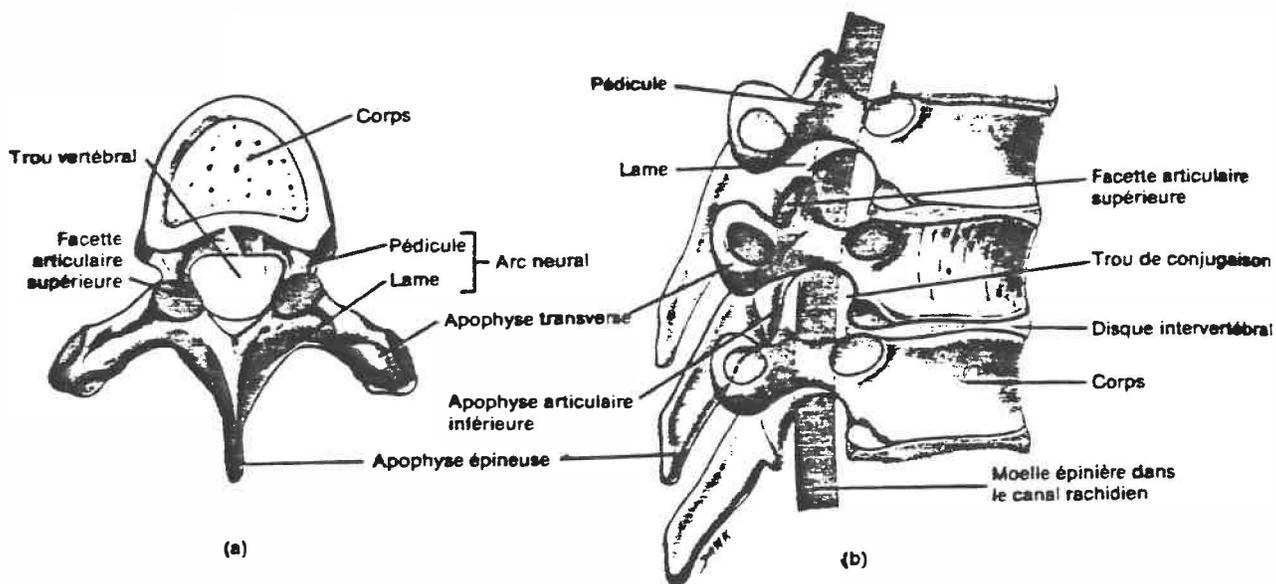


**Figure 1.3**  
**Les ligaments vertébraux**  
 (adaptée de White et Panjabi, 1978)

#### 1.1.1.2 Les vertèbres

Les vertèbres constituent la partie osseuse de la colonne vertébrale. Ce sont elles qui supportent le chargement le long de la colonne. Elles sont au nombre de 33 et possèdent typiquement la même morphologie, à l'exception des deux premières vertèbres cervicales ainsi que des neuf vertèbres composant le sacrum et le coccyx. Toutes les vertèbres normales présentent une symétrie par rapport au plan sagittal.

La vertèbre type (figure 1.4) est composée, dans sa partie antérieure, du corps vertébral qui constitue sa plus grosse structure. Le corps vertébral est typiquement de forme cylindrique elliptique et est composé d'une mince couche d'os compact (enveloppe corticale) qui entoure le centre constitué d'os spongieux. L'enveloppe corticale est percée de quelques petits orifices qui permettent le passage des vaisseaux sanguins assurant la vascularisation de la vertèbre. A cause de sa densité supérieure à celle des tissus environnants, cette couche d'os cortical est bien visible sur une radiographie et fait apparaître les extrémités du corps vertébral (les plateaux) comme une ellipse plus ou moins aplatie, le grand axe étant horizontal.



**Figure 1.4**  
Vertèbre typique: a) vue horizontale; b) vue latérale  
(tirée de Tortora et Anaghostakos, 1988)

Situés à la jonction de la partie latérale et dorsale du corps vertébral, on retrouve les deux pédicules (figure 1.4). Il s'agit de structures osseuses courtes et épaisses s'étirant postérieurement et qui sont légèrement amincies au milieu. Les pédicules de deux vertèbres adjacentes forment une arche (l'échancrure) permettant le passage des ramifications de la moelle épinière. Également à cause de leur enveloppe d'os cortical, les pédicules contrastent très bien sur les radiographies. Comme les plateaux vertébraux, les pédicules apparaissent comme des ellipses, leur grand axe étant vertical.

Les pédicules relient le corps vertébral à la partie postérieure de la vertèbre qui est principalement constituée de saillies osseuses (figure 1.4). Les apophyses transverses prennent naissance à la base postérieure des pédicules et sont orientées symétriquement selon deux plans inclinés postérieurement à la vertèbre. Aux niveaux thoraciques (T1 à T12), les facettes situées sur les apophyses servent principalement de points d'appui et d'articulations pour les côtes. L'apophyse épineuse est une structure osseuse laminaire orientée postérieurement à la vertèbre dans le plan sagittal. Cette structure limite l'amplitude des mouvements d'extension de la colonne vertébrale. Elle est reliée aux deux pédicules par deux lames osseuses. Finalement, toujours à la partie postérieure des pédicules se trouvent quatre facettes articulaires, deux supérieures et deux inférieures. Ce sont ces dernières structures qui permettent aux vertèbres de s'emboîter les unes sur

les autres. Elles limitent également l'amplitude des mouvements en rotation de la colonne vertébrale. Selon les niveaux vertébraux et les prises de vue, les différentes apophyses et facettes contrastent plus ou moins bien sur les radiographies et se confondent avec les tissus environnants.

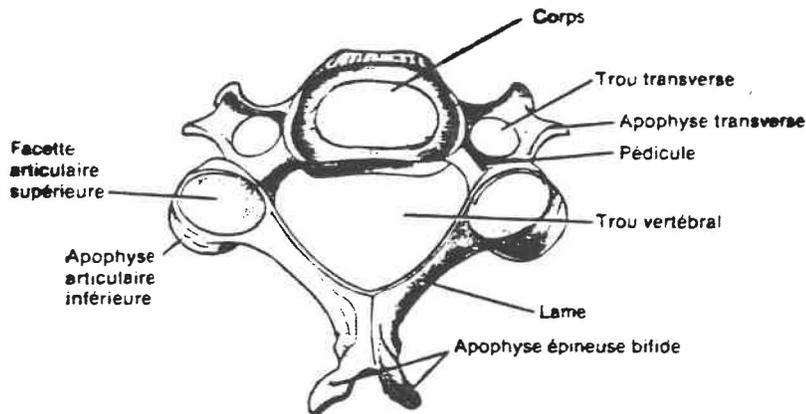
Dans la majorité des situations physiologiques, c'est le corps vertébral qui supporte la presque totalité du chargement sur la vertèbre. Les autres structures (pédicules, apophyses et facettes) ne contribuent pas de façon significative au support de la charge et servent principalement à l'emboîtement des vertèbres les unes sur les autres et à limiter leurs déplacements.

La colonne vertébrale n'est pas composée que de vertèbres types. Il existe des particularités pour chaque niveau vertébral. Ces particularités sont présentées dans les sections suivantes.

#### Les vertèbres cervicales (C1 à C7)

Typiquement, les vertèbres cervicales (figure 1.5) sont les plus petites des vertèbres mobiles. Elles se caractérisent par un corps vertébral assez petit par rapport à l'ensemble de la vertèbre et par une apophyse épineuse double. Les apophyses transverses, petites et larges, sont perforées par un canal permettant le passage de l'artère et de la veine cervicales. Les facettes articulaires sont inclinées de 45° par rapport au plan horizontal. Les vertèbres C1,

C2 et C7 présentent des particularités par rapport aux autres vertèbres cervicales.



**Figure 1.5**  
Vertèbre cervicale typique  
(tirée de Tortora et Anaghostakos, 1988)

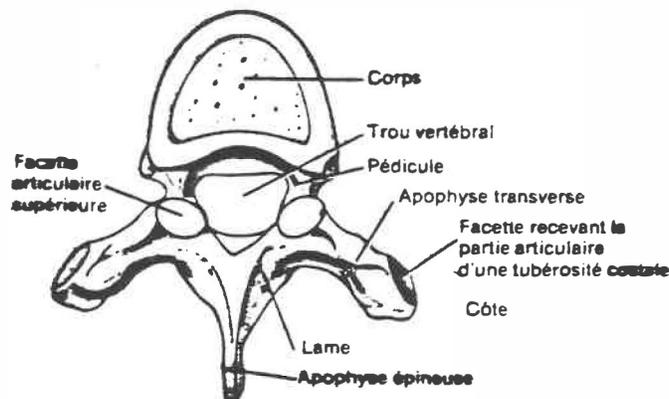
La première vertèbre cervicale (Atlas) est soudée à la boîte crânienne et pivote sur la seconde vertèbre cervicale (Axis). Cet arrangement supporte la tête et permet sa mobilité.

Finalement, la septième vertèbre cervicale se distingue des autres par son apophyse épineuse simple et très longue par rapport aux autres vertèbres cervicales. Elle présente, par ce fait, certaines caractéristiques des vertèbres thoraciques.

### Les vertèbres thoraciques (T1 à T12)

Les vertèbres thoraciques représentent la transition entre les petites vertèbres cervicales et les grosses vertèbres lombaires (figures 1.6 et 1.7). Elles sont de tailles croissantes, de T1 à T12, et se distinguent par leur apophyse épineuse très longue et très

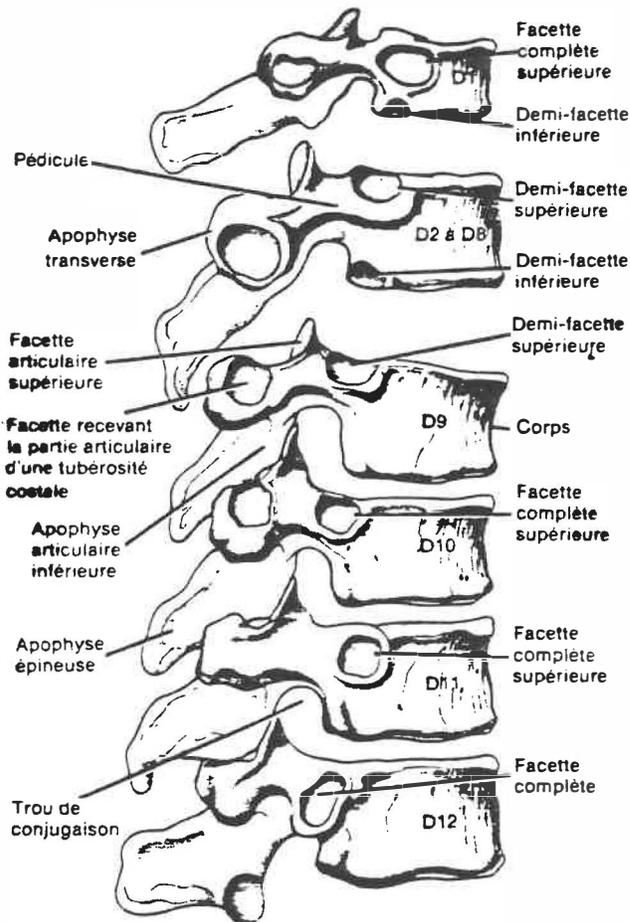
inclinée vers le bas. L'inclinaison est beaucoup plus prononcée aux niveaux T5 à T8 et l'apophyse épineuse d'une vertèbre chevauche celle située au niveau inférieur. Les apophyses transverses sont longues et inclinées latéralement et dorsalement. Les facettes articulaires font un angle de 60° par rapport au plan horizontal et sont inclinées antérieurement de 20° par rapport au plan frontal.



**Figure 1.6**  
**Vertèbre thoracique typique**  
 (tirée de Tortora et Anaghostakos, 1988)

La grande particularité des vertèbres thoraciques est la présence de 4 demi-facettes articulaires, deux supérieures et deux inférieures, sur le corps vertébral aux points de contact avec les têtes des côtes (figure 1.7). L'articulation des côtes se fait ainsi sur la jonction de deux vertèbres adjacentes. Les dix premières vertèbres thoraciques possèdent également des facettes articulaires sur les apophyses transverses aux points de contact avec les tubercules des côtes. La première vertèbre thoracique,

ainsi que les vertèbres T9 à T12, présentent des particularités qui sont décrites ci-après (figure 1.7).



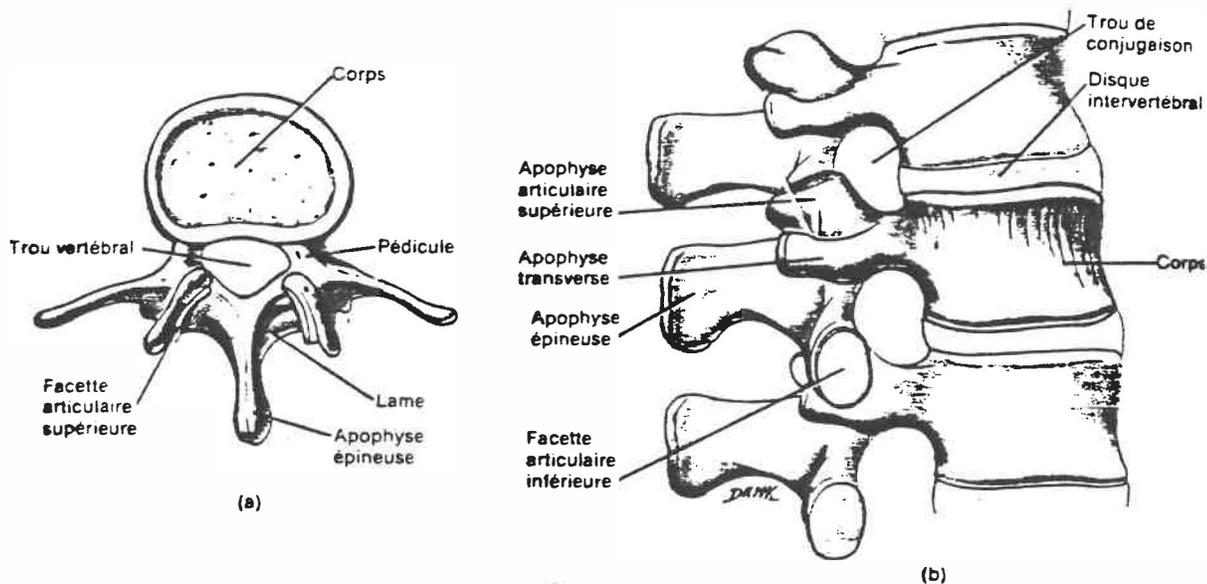
**Figure 1.7**  
Ensemble des vertèbres thoraciques  
(tirée de Tortora et Anaghostakos, 1988)

Sur chaque côté de son corps vertébral, la vertèbre T1 possède, sur sa partie supérieure, une facette articulaire entière pour la tête de la première côte et sur sa partie inférieure une demi-facette articulaire pour la deuxième côte. La neuvième vertèbre thoracique ne possède qu'une demi-facette sur chaque côté de son corps vertébral où s'articule la neuvième paire de côtes. La

vertèbre T10 possède une facette articulaire complète sur son corps vertébral, de même que les vertèbres T11 et T12. Ces deux dernières présentent plusieurs caractéristiques communes avec les vertèbres lombaires, notamment une apophyse épineuse presque horizontale, l'absence de facette articulaire sur les apophyses transverses et un corps vertébral plus volumineux.

### Les vertèbres lombaires (L1 à L5)

Les vertèbres lombaires sont les plus volumineuses des vertèbres (figure 1.8). Elles se caractérisent par un corps vertébral massif, une apophyse épineuse courte, large et orientée presque à



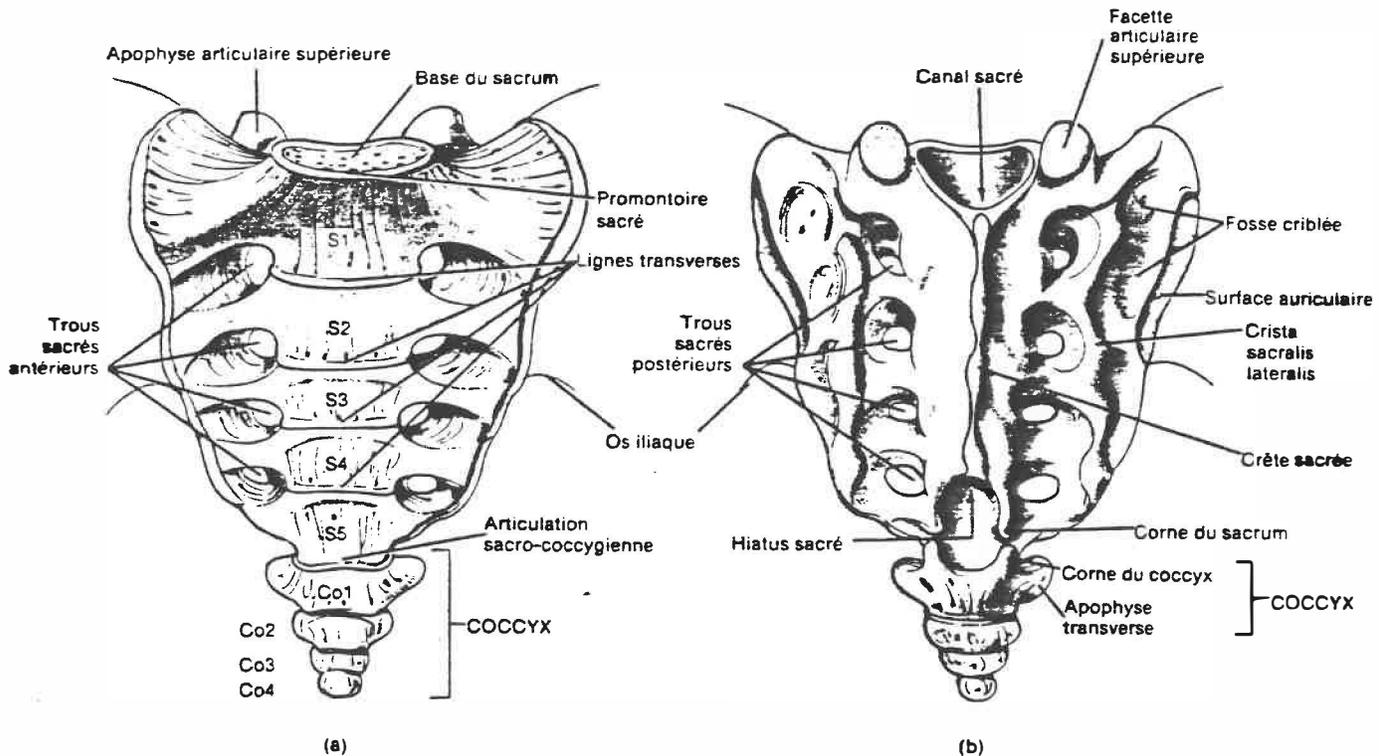
**Figure 1.8**  
Vertèbre lombaire typique: a) vue horizontale; b) vue latérale  
(tirée de Tortora et Anaghostakos, 1988)

l'horizontale. Les facettes articulaires des vertèbres lombaires sont verticales ( $90^\circ$  par rapport au plan horizontal) et sont

orientées postérieurement de 45° par rapport au plan frontal. Les apophyses transverses sont longues, larges, orientées horizontalement et dans le plan frontal. Ces apophyses sont également dépourvues de facettes articulaires.

### Les vertèbres sacrées et le coccyx

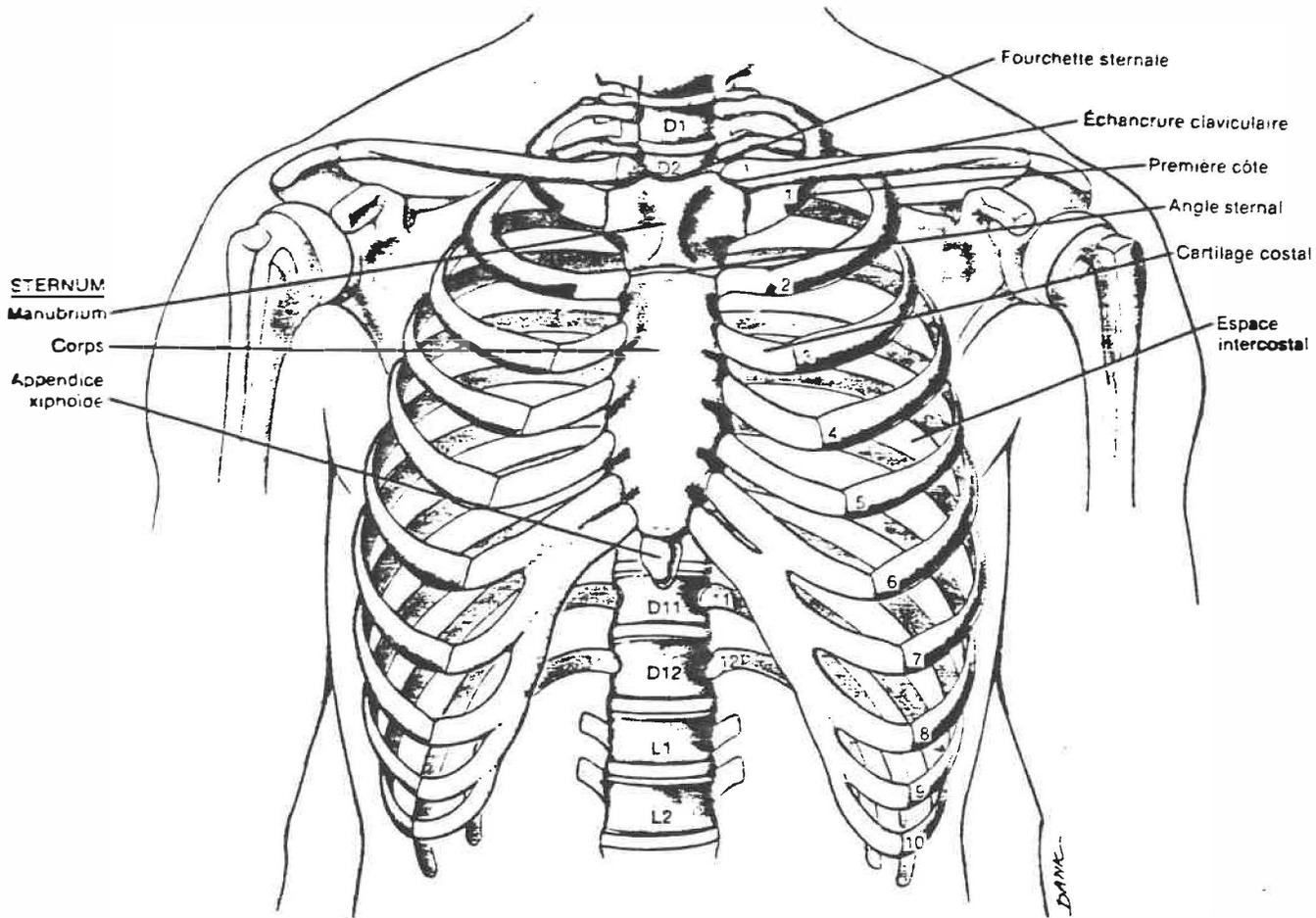
Il s'agit de neuf vertèbres soudées ensemble, cinq situées sur le sacrum et quatre sur le coccyx (figure 1.9) Leur taille décroît rapidement de la première vertèbre sacrée à la dernière du coccyx. La première vertèbre sacrée est la seule à posséder des facettes articulaires et elle s'articule avec la cinquième vertèbre lombaire.



**Figure 1.9**  
Le sacrum et le coccyx: a) vue frontale; b) vue dorsale  
(tirée de Tortora et Anaghostakos, 1988)

### 1.1.1.3 La cage thoracique

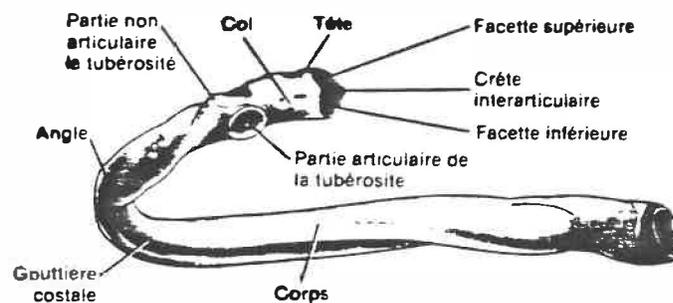
La cage thoracique est une structure principalement osseuse située dans la partie supérieure du tronc (figure 1.10). Ses principales constituantes sont les côtes, les cartilages antérieurs et le sternum. Les côtes sont des arches osseuses longues et



**Figure 1.10**  
La cage thoracique: vue frontale  
(tirée de Tortora et Anaghostakos, 1988)

étroites (figure 1.11). Les côtes sont regroupées en douze paires et prennent racine sur le corps des douze vertèbres thoraciques tout en s'articulant sur les apophyses transverses de ces vertèbres. Les

six premières côtes ont chacune un prolongement cartilagineux qui les relie à une plaque osseuse (le sternum) située à l'avant de la cage thoracique. Les quatre côtes suivantes sont reliées au sternum par le même prolongement cartilagineux. Les deux dernières côtes, les côtes flottantes, ne sont pas reliées au sternum.



**Figure 1.11**  
**Une côte typique**  
 (tirée de Tortora et Anaghostakos, 1988)

Les côtes, les vertèbres et le sternum sont maintenus en place par un ensemble complexe de tendons et de muscles. Le tout forme une cage assez rigide pour protéger les organes vitaux comme le cœur, les poumons, etc. et assez flexible pour permettre les mouvements respiratoires et ceux du tronc.

### 1.1.2 La scoliose

Les principales notions d'anatomie de la colonne vertébrale étant connues, il est maintenant possible d'aborder celles de la scoliose. Les prochaines sections se veulent un survol rapide de cette pathologie de la colonne vertébrale. Dans un premier temps, une description générale de la scoliose sera présentée, ainsi qu'une

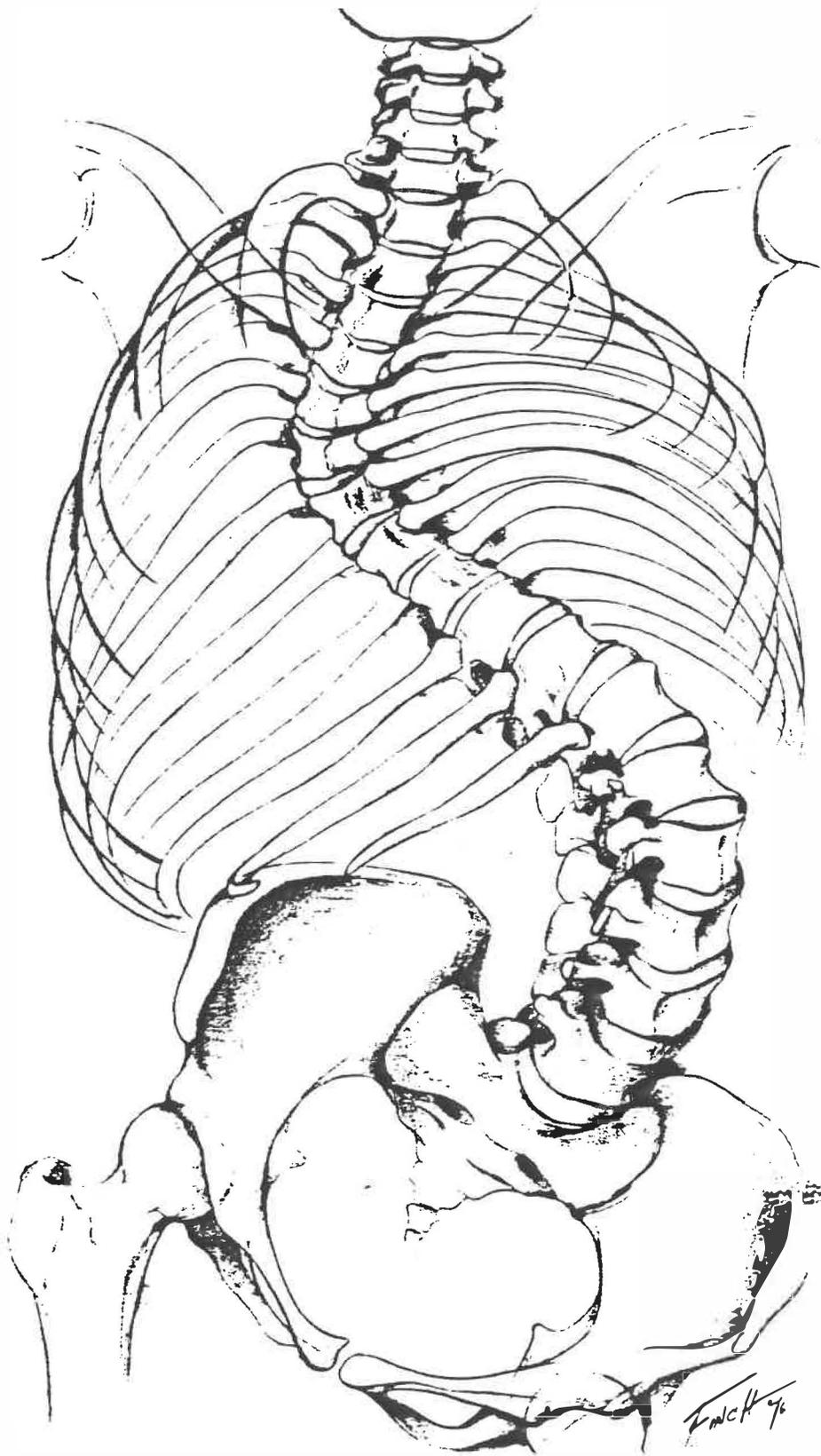
description des principaux mécanismes de déformation. Finalement, il sera question des procédures cliniques utilisées pour mesurer les déformations de la colonne.

Les principaux éléments d'information couverts dans les prochaines sections sont tirés des références suivantes: Dansereau (1987), Keim (1978) et White et Panjabi (1978). Les points plus importants sont explicitement cités.

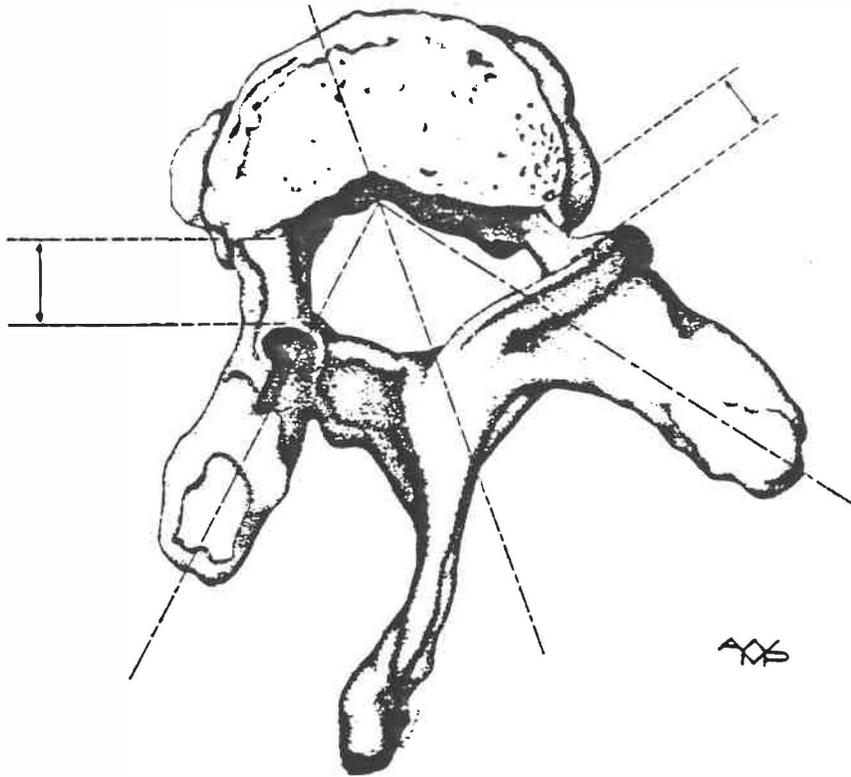
#### 1.1.2.1 Généralités

Telle qu'observée à l'aide de techniques radiographiques conventionnelles (plan frontal ou A-P), la scoliose se caractérise par une déviation latérale, plus ou moins sévère, de la colonne vertébrale (Keim, 1978; White et Panjabi,1978). Selon la gravité et le type de scoliose, cette déviation est plus ou moins prononcée et est accompagnée de rotations et de déformations des vertèbres et de la cage thoracique (figures 1.12 et 1.13).

Les différents types de scoliose sont regroupés en deux grands groupes: les scolioses non-structurales et les scolioses structurales. Les scolioses non-structurales sont causées par une mauvaise posture ou par le fait d'avoir une jambe plus courte que l'autre. Elles ne sont généralement pas permanentes et disparaissent lorsque la personne est couchée ou corrige sa posture.



**Figure 1.12**  
Déformations scoliotiques de la colonne vertébrale et de la cage thoracique  
(tirée de Bradford et coll., 1987)



**Figure 1.13**  
Déformations vertébrales causées par la scoliose  
(tirée de White et Panjabi, 1978)

Les scolioses structurales sont les plus nombreuses et les plus graves. Elles laissent des déformations permanentes qui ne peuvent être corrigées partiellement que par la chirurgie. La forme la plus répandue est la scoliose idiopathique et représente plus de 70% des cas de scolioses (Cobb, 1948; Keim, 1978). Les adolescents, majoritairement les jeunes filles (90%), sont touchés par ce type de scoliose (Keim, 1978; Pope et coll., 1984). Ses causes ne sont pas connues mais sont probablement d'origine génétique (Keim, 1978). L'évolution des déformations cesse à la maturité. La scoliose congénitale est une autre forme de scoliose structurale. Elle peut être causée par une mauvaise posture du fœtus dans l'utérus. La dernière forme importante de scoliose

structurale est la scoliose neuromusculaire. Les déformations de la colonne sont provoquées par une déficience ou une paralysie des muscles de la colonne vertébrale comme c'est le cas chez les personnes atteintes de l'ataxie de Friedreich. Ce type de scoliose ne cesse d'évoluer et entraîne des déformations importantes nécessitant une intervention chirurgicale.

#### 1.1.2.2 Mécanismes de déformation

Bien que leurs causes soient plus ou moins bien connues, les déformations scoliotiques semblent obéir à des patrons assez bien définis. Ceci est particulièrement évident dans les cas de scoliose idiopathique où quatre patrons de déformations sont retrouvés (Keim, 1978). Il est également observé, dans ce type de scoliose, que la grande majorité des déviations scoliotiques se fait du côté droit (Pope et coll., 1984; White, 1971). De plus, même lors de scoliose très prononcées, la tête reste relativement bien alignée au-dessus du bassin.

La scoliose s'accompagne également de rotations vertébrales; c'est-à-dire que toutes les vertèbres ne sont plus orientées dans le même plan (figure 1.14). On remarque que dans la majorité des cas, la rotation s'effectue de façon telle que la partie antérieure de la vertèbre est orientée vers la convexité de la courbe scoliotique et que la rotation est maximale au sommet de la courbure (Pope et coll., 1984; White, 1971). Ce comportement est totalement à l'opposé de celui d'une colonne vertébrale normale en flexion.

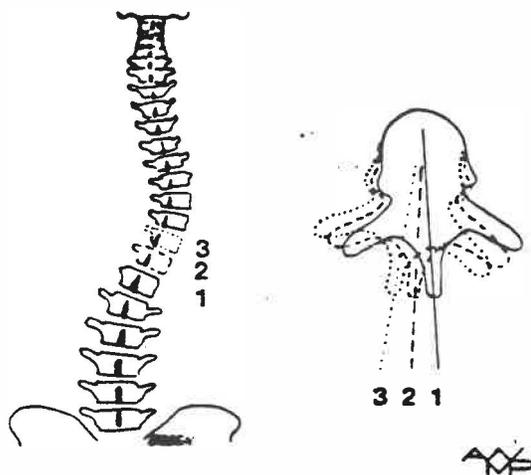


Figure 1.14  
Rotation vertébrale  
(tirée de White et Panjabi, 1978)

A priori, dans les cas de scoliose, il ne semble pas y avoir de relations directes entre la courbure de la colonne et la rotation vertébrale. Il se peut que le processus soit amorcé par la rotation vertébrale et que la courbure ne soit qu'un effet compensatoire (Roaf, 1958). En 1987, Stokes et coll. ont observé que la courbure maximale tridimensionnelle de la colonne scoliotique (déviations latérales et courbures sagittales) se produisait dans un plan faisant un angle avec le plan sagittal. Ainsi, les déformations scoliotiques introduisent une rotation du plan de courbure maximale. Il fut également observé (Stokes et coll., 1987) que l'angle de rotation du plan de courbure maximale n'était pas le même que celui du plan de symétrie de la vertèbre située au sommet de la courbure, confirmant l'absence apparente de corrélation entre la rotation vertébrale et la courbure de la colonne.

Les déformations scoliotiques sévères sont accompagnées d'une déformation des vertèbres et de la cage thoracique. Schultz et coll. (1972) ont observé que les déformations vertébrales ne sont pas nécessaires pour obtenir les patrons de déviations typiques de la colonne atteinte de scoliose idiopathique. Cette déformation vertébrale peut s'expliquer par le fait que les os tendent à se remodeler selon leur mode de chargement et leur orientation (Schultz et coll., 1972). Ainsi, pour compenser une grande courbure, les vertèbres s'écraseront, la partie la plus mince étant du côté concave de la courbure. Les disques intervertébraux se déforment également de la sorte. Il en est de même lors de grandes rotations vertébrales, la vertèbre subit alors une déformation dans le plan horizontal. Généralement, le corps vertébral s'étire vers la convexité de la courbure alors que la partie postérieure se déforme vers la concavité de la courbure, i.e. dans le même sens que la rotation vertébrale axiale (Keim, 1978). Il est important de noter que les déformations scoliotiques sont plus prononcées dans la partie postérieure de la vertèbre que dans sa partie antérieure.

La cage thoracique semble se déformer également selon des patrons relativement bien définis. Les côtes situées du côté concave de la courbure ont tendance à s'étirer de façon antérieure et latérale alors que celles du côté convexe se compressent postérieurement et latéralement entraînant une gibosité (Keim, 1978). Dansereau (1987) a noté une corrélation entre la rotation

vertébrale et les déformations de la cage thoracique (rotations et courbures postérieures des côtes). Dans différents cas de courbures thoraciques à droite, Dansereau (1987) a également observé une asymétrie dans la longueur des côtes, celles situées du côté convexe de la courbure étant les plus longues. De plus, les asymétries observées sont plus prononcées pour les côtes situées près du sommet de la courbure. Il est ainsi possible que la déformation de la cage thoracique soit causée par une asymétrie des côtes lors de la croissance (Dansereau, 1987). Cette asymétrie de longueur n'a pu être mise en corrélation avec la sévérité de la scoliose.

#### 1.1.2.3 Conséquences des déformations scoliotiques

Les déformations causées par la scoliose entraînent, selon leur importance, des conséquences plus ou moins graves pour le patient. Une scoliose faible n'affecte pas de façon significative les fonctions vitales du sujet. Les inconvénients sont alors d'ordre plutôt esthétique bien que souvent non négligeables. Une scoliose importante, accompagnée de grandes déformations, rendra le sujet totalement incapable de se maintenir debout ou de se mouvoir de façon autonome. De plus, une grande déformation des vertèbres pourra entraîner une compression de la moelle épinière et causer une paralysie partielle ou totale. Finalement, les déformations de la cage thoracique, notamment celles du côté convexe de la courbure, causent un déplacement et une compression des organes vitaux, perturbant ainsi leur fonctionnement. Dans certains cas

extrêmes de scoliose, la compression des poumons est telle que la diminution des capacités pulmonaires entraîne des troubles respiratoires graves.

#### 1.1.2.4 Traitements de la scoliose

La scoliose est un processus irréversible, les déformations sont permanentes et ne peuvent être entièrement corrigées. De plus dans le cas de la scoliose idiopathique, les causes des déformations n'étant pas connues, il n'existe pas de traitement préventif.

Le diagnostic d'une scoliose demande un suivi clinique régulier. Dès les premiers signes de déformation, le patient est inscrit en clinique et une série de visites est prévue. Après quelques séances d'examen, le médecin est en mesure de prendre une décision. Lorsqu'un patient présente une scoliose légère qui semble se stabiliser, aucun traitement n'est prescrit. Par contre, si les déformations s'aggravent avec le temps, le patient se verra prescrire le port d'un corset et il lui sera suggéré de pratiquer une série d'exercices thérapeutiques. Les corsets ont pour but d'immobiliser et de maintenir en position droite le tronc du patient et doivent se porter de 22 à 23 heures par jour, et ce sur une période de plusieurs années. L'efficacité de ces corsets n'a jamais entièrement été démontrée et son usage est de plus en plus remis en cause (Asher, 1987). Au mieux, le port du corset aurait permis, dans certains cas, d'arrêter le processus de déformation (Asher, 1987). Pareillement, les exercices seuls ne sont d'aucune utilité

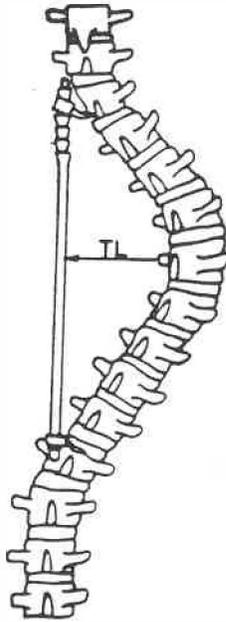
lors du traitement contre la scoliose (Keim, 1978; White et Panjabi, 1978; Asher, 1987). Lorsque le corset se révèle inefficace, le patient est immobilisé dans un plâtre lui couvrant la presque totalité du tronc et de la tête et installé sur une table de traction. En augmentant la charge à des intervalles réguliers, il est possible d'arrêter la progression de la scoliose et de corriger partiellement les courbures de la colonne (Keim, 1978; White et Panjabi, 1978). Finalement, en dernier recours, lorsque les fonctions vitales du patient sont perturbées, l'intervention chirurgicale s'impose.

Cette intervention a comme principal objectif de redonner au patient une posture relativement normale en redressant la colonne vertébrale et en réenlignant les vertèbres les plus pivotées.

Les trois principales méthodes de correction sont celles de Harrington, de Dwyer (White et Panjabi, 1978) et de Cotrel-Dubousset (Bradford et coll., 1987).

La première méthode (figure 1.15) consiste à introduire une tige métallique extensible dans la partie concave ou convexe de la courbure. Cette tige est fixée, au moyen de crochets, sur les lamelles des vertèbres situées aux extrémités de la courbure. La tige d'Harrington est plus efficace lorsqu'elle travaille en compression, c'est-à-dire lorsqu'elle est fixée du côté concave de la courbure (White et Panjabi, 1978). Étant fixée aux lamelles, la

tige impose une rotation vertébrale contraire à celle produite par la scoliose.



**Figure 1.15**  
**Tige d'Harrington**  
(tirée de White et Panjabi, 1978)

La méthode de Dwyer (figure 1.16) consiste à visser, du côté convexe de la courbure, des petits anneaux dans les corps vertébraux. Un fil métallique est introduit dans ces anneaux et une tension y est appliquée. Cette tension tend à redresser partiellement la colonne vertébrale.

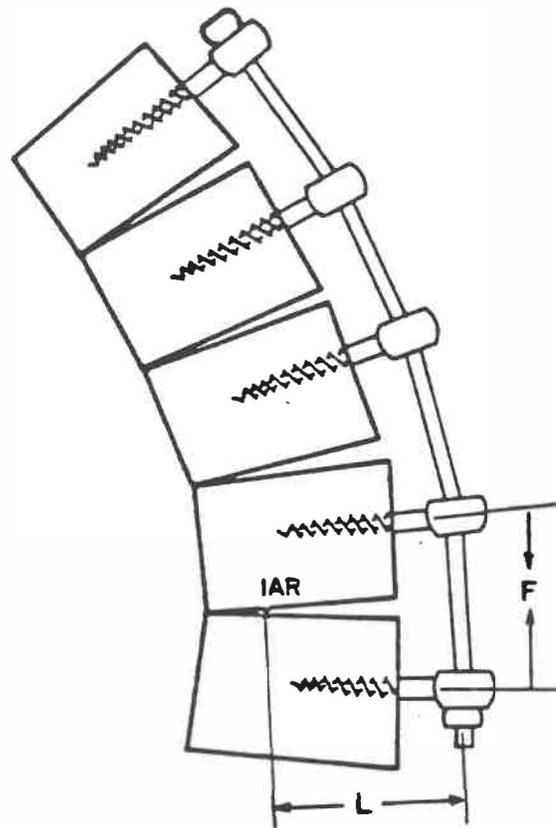
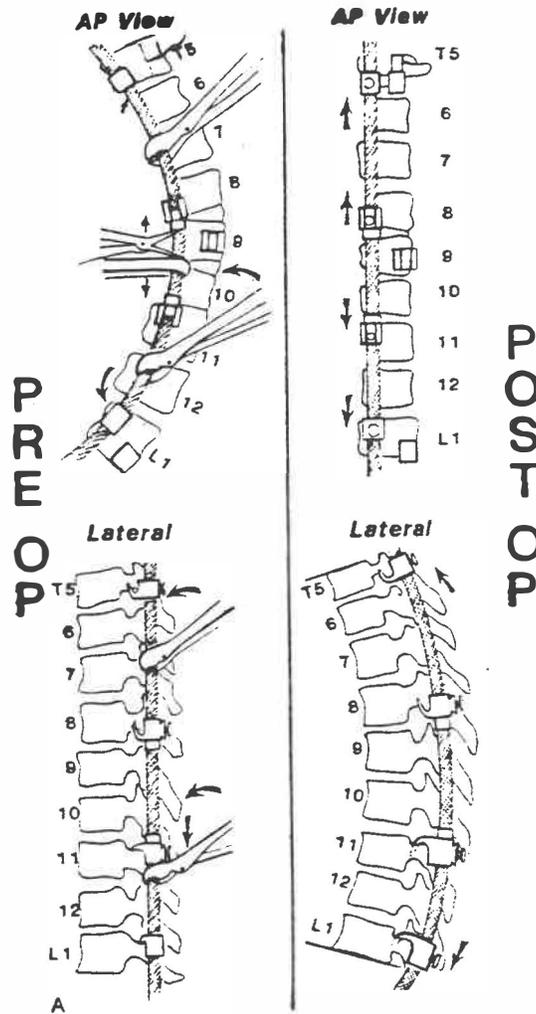


Figure 1.16  
Méthode de Dwyer  
(tirée de White et Panjabi)

La méthode de Cotrel-Dubousset (figure 1.17) est la plus récente des techniques chirurgicales et est présentement utilisée à l'hôpital Sainte-Justine. La technique consiste à fixer, dans le plan PA, une tige semblable à celle d'Harrington, le long du côté concave de la courbure scoliothique. La tige est préalablement pliée afin d'épouser le plus parfaitement possible la forme de la colonne vertébrale. La colonne vertébrale est redressée en appliquant une torsion sur la tige. Afin d'assurer la rigidité de l'ensemble, une

seconde tige est placée de l'autre côté de la colonne. Les deux tiges sont ensuite reliées entre elles, consolidant encore plus l'implant.

Cette technique permet de corriger partiellement (jusqu'à 60%) la courbure latérale de la colonne scoliotique et permet de redonner une courbure sagittale plus normale. La rotation vertébrale et l'asymétrie des côtes sont également corrigées partiellement (25%) par la technique (Birch et coll., 1988; Bradford et coll., 1987; Ecker et coll., 1988). De plus, la méthode Cotrel-Dubousset ne nécessite pas de support externe (corsets) après l'opération chirurgicale. Le traumatisme post-opératoire est ainsi réduit et le patient peut retourner à une vie normale plus rapidement qu'avec les autres méthodes.



**Figure 1.17**  
Méthode de Cotrel-Dubousset  
(Tirée de Bradford et Coll., 1978)

Le redressement de la colonne ne peut se faire sans réaligner les vertèbres les plus pivotées, notamment celles situées près du

sommet de la courbure. Les apophyses épineuses de ces vertèbres étant très déformées, elles limitent les mouvements vertébraux et il est souvent nécessaire de procéder à leur ablation. Afin de donner plus de rigidité à l'ensemble, les disques intervertébraux sont souvent enlevés et remplacés par des greffons osseux. Les vertèbres sont ainsi fusionnées entre elles.

### 1.1.3 Évaluation clinique des déformations scoliotiques

Le suivi clinique est essentiel lors du traitement de la scoliose. Afin de bien suivre l'évolution de la maladie, il est primordial que le clinicien puisse quantifier les déformations scoliotiques de ses patients. Il existe présentement des techniques, utilisées en milieu clinique, permettant d'évaluer quantitativement les déformations scoliotiques. Elles sont presque toutes basées sur des mesures prises directement sur des radiographies.

#### 1.1.3.1 Mesures cliniques de la sévérité de la courbure scoliotique

De façon usuelle, le suivi clinique lors du traitement de la scoliose s'effectue à partir de deux radiographies. La première est prise avec le patient faisant face à la source de rayons X ou en lui tournant le dos. C'est une radio antéro-postérieure (AP) ou postéro-antérieure (PA) selon le cas. La seconde radiographie est prise latéralement, le patient étant exposé de côté. Cette dernière radiographie n'est utilisée que pour fournir des informations visuelles complémentaires et permet la mesure de la sévérité de la lordose et/ou de la cyphose.

Il existe deux façons reconnues pour mesurer la courbure de la colonne scoliothique:

Ce sont les méthodes de Risser-Ferguson et celle de Cobb. Ces deux techniques consistent à effectuer des mesures directement sur une radiographie PA ou AP. Telle qu'illustrée à la figure 1.18, la méthode de Risser-Ferguson (Keim, 1978) consiste à identifier les vertèbres situées au sommet et aux points d'inflexion de la courbure et d'en marquer le centroïde. Il s'agit ensuite de relier par des droites ces centroïdes et de mesurer l'angle entre ces deux droites. Cet angle donne la mesure de la courbure.

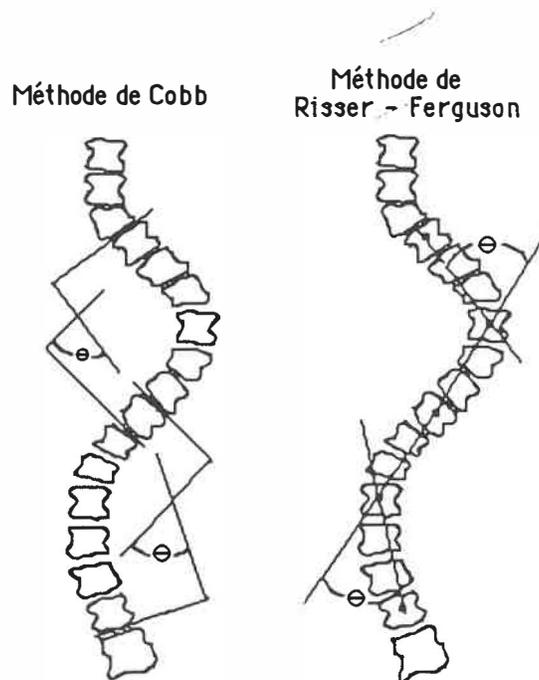


Figure 1.18  
Mesure de la courbure  
de la colonne scoliothique

La méthode de Cobb (Cobb, 1948), illustrée à la figure 1.18, consiste à identifier les deux vertèbres dont le plateau supérieur ou inférieur, selon le cas, est le dernier à être orienté dans le sens de

la courbure. En d'autres termes, il faut identifier les deux vertèbres situées aux points d'inflexion de la courbure. Il s'agit, par la suite, de tracer une ligne sur chacun de ces deux plateaux et de tracer une perpendiculaire à chacune de ces lignes. L'angle entre ces perpendiculaires donne la mesure de la courbure de la colonne.

Ces deux méthodes s'appliquent indistinctement pour la courbure thoracique ou lombaire. Pour une même courbure, la méthode de Cobb donne un angle plus grand que celui donné par la méthode de Risser-Ferguson. Selon Sevastikoglou et coll. (1969), la différence serait de  $4^{\circ}$  à  $16^{\circ}$ . Ceci permet une meilleure comparaison lors du suivi clinique et du traitement (Keim, 1978). En tenant compte de la vertèbre située au sommet, la méthode de Risser-Ferguson donne une description plus complète de la courbure (Dansereau, 1983). En effet, la technique de Cobb ne tient pas compte de la géométrie de la courbure, comme sa longueur et sa profondeur. Ceci est particulièrement évident si l'on utilise cette méthode pour mesurer les courbures naturelles de la colonne dans le plan sagittal. Avec la méthode de Cobb, on obtient essentiellement la même mesure de l'angle de courbure de la cyphose thoracique et de la lordose lombaire, alors que la première courbure est beaucoup plus prononcée que la seconde (Voutsinas et coll., 1986). La méthode de Cobb est également peu reproductible et pour une même radiographie, différentes personnes mesureront des angles de courbures différents en moyenne de  $9^{\circ}$  (Oda et coll., 1982). Cette différence s'explique principalement par le fait qu'il est difficile

d'identifier la vertèbre située au point d'inflexion supérieur de la courbure thoracique. Par contre, la méthode de Cobb est plus rapide d'utilisation que celle de Risser-Ferguson. Cette première méthode (Cobb) est reconnue par la *Scoliosis Research Society*.

### 1.1.3.2 Mesure de la rotation vertébrale

A l'instar de la courbure de la colonne, la rotation vertébrale est mesurée directement sur la radiographie PA ou AP.

La première méthode de mesure fut proposée par Cobb (1948). Il s'agit d'identifier le contour du corps vertébral et de le diviser verticalement en six parties égales (figure 1.19).

La position de l'apophyse épineuse sur ces divisions donne une mesure qualitative de l'angle de rotation, graduée de + à 4+. Cette méthode est très sensible aux déformations de la vertèbre et l'angle mesuré n'est pas très représentatif de la rotation vertébrale (Nash et Moe, 1969, Metha , 1971).

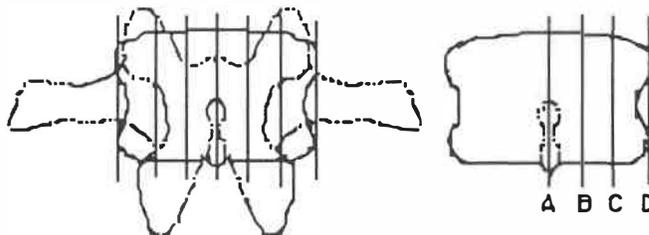


Figure 1.19  
Détermination de la rotation vertébrale par la position de l'apophyse épineuse:  
A=0; B=+; C=++; D=+++ et après D, 4+

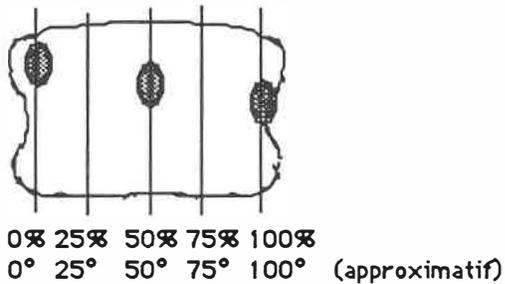


Figure 1.20  
Évaluation de la rotation vertébrale par rapport au pourcentage de déplacement des pédicules

Nash et Moe (1969) proposèrent une méthode semblable mais basée sur le décalage des pédicules (figure 1.20). Cette technique est beaucoup moins sensible aux déformations de la vertèbre. Selon ces auteurs, il existerait une correspondance approximative entre le pourcentage de décalage du pédicule et la mesure en degré de l'angle de rotation.

En utilisant le pédicule situé du côté convexe de la courbure, il est possible de mesurer des angles jusqu'à 30°. Passé cette angulation, il est possible de confondre le pédicule avec l'apophyse transverse (Metha, 1973). Cette méthode serait précise à plus ou moins 10°.

Fait et Janovec (1970) introduisirent une méthode également basée sur le décalage du pédicule. Plutôt que d'utiliser le pourcentage de décalage, ils utilisent le rapport de la distance du bord du pédicule avec celui de la vertèbre sur le diamètre moyen du corps vertébral. Ce rapport, utilisé dans une relation géométrique, permet de calculer l'angle de rotation avec une précision de  $\pm 5^\circ$ . Il est, par contre, nécessaire de connaître la position du point choisi

sur le pédicule par rapport au centre de la vertèbre. La façon d'obtenir cette position n'est pas décrite par les auteurs.

Metha (1973) utilisa, en plus du pédicule convexe, le foramen intervertébral et l'apophyse transverse du côté convexe. Avec ces trois repères, il mesura des angles de rotation jusqu'à  $90^\circ$  mais conclut qu'il n'était pas possible de distinguer deux angles ayant moins de  $15^\circ$  entre eux.

Drerup (1984) présenta une méthode toujours basée sur le décalage des pédicules. Le contour de la vertèbre et celui des pédicules sont numérisés, permettant une meilleure identification du centre des pédicules et de la ligne centrale de la vertèbre. Les relations géométriques nécessaires à la méthode demandent certaines dimensions vertébrales qui doivent être estimées. En utilisant le pédicule convexe, la mesure de l'angle de rotation obtenue est relativement précise pour des angles de  $-10^\circ$  à  $+40^\circ$  (l'auteur ne donne pas de valeurs numériques). Les résultats comparés avec ceux obtenus de la méthode de Nash et Moe (1969) sont toujours inférieurs de  $10^\circ$ . Ainsi, il est possible d'utiliser la technique de Nash et Moe, qui est très simple, et de soustraire  $10^\circ$  aux résultats pour obtenir une mesure de l'angle de rotation vertébrale. La méthode est limitée par l'approximation des paramètres géométriques vertébraux. Drerup (1985) propose une amélioration à sa méthode en mesurant ces paramètres sur des coupes obtenues à l'aide de la tomographie axiale sur 38 cadavres.

Avec ces mesures, la méthode est dite plus précise ( $\pm 5^\circ$  sur la mesure d'un angle).

Stokes (1986) introduit également une méthode basée sur le décalage des pédicules. Contrairement aux autres auteurs, il utilise les deux pédicules. La vertèbre est modélisée par six points, les centres des plateaux inférieurs et supérieurs et les sommets supérieurs et inférieurs des arches des pédicules. L'angle de rotation est obtenu par une relation géométrique dont certains paramètres sont mesurés directement sur la radiographie. Deux des paramètres dépendent de la géométrie de la vertèbre et sont obtenus soit par mesure sur des spécimens cadavériques ou, comme c'est le cas dans cette étude, par une méthode stéréoradiographique (Stokes: 1985). Les angles obtenus par cette méthode furent comparés avec ceux calculés à l'aide de la technique tridimensionnelle de Stokes. Pour un observateur expérimenté, la différence moyenne fut de  $3.2^\circ$  avec une erreur maximale de  $7.7^\circ$ . La cause d'erreur supposée est la disparité des vertèbres étudiées par rapport aux spécimens vertébraux utilisés pour déterminer certains paramètres nécessaires à la méthode, et ce tant entre les différents niveaux vertébraux qu'entre les différents patients. La méthode est également très sensible aux erreurs d'identification des repères anatomiques.

Perdriole, en 1979, introduisit son tortiomètre (figure 1.21). Il s'agit d'une grille de référence permettant de mesurer

qualitativement, sur une échelle de 10°, la rotation vertébrale à l'aide du décalage des pédicules. De par sa simplicité, la technique de Perdriole est devenue la méthode utilisée *de facto* en milieu clinique pour l'évaluation de la rotation vertébrale.

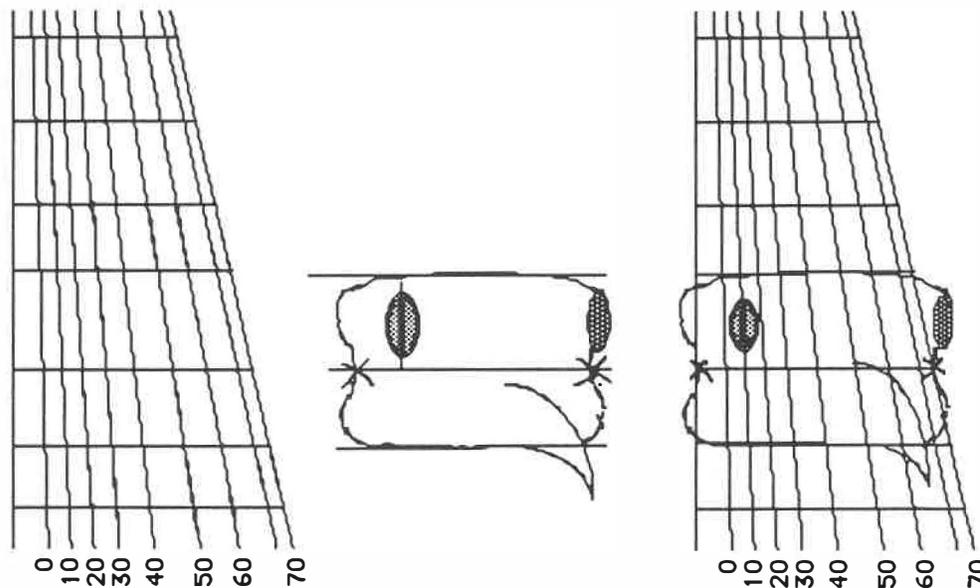


Figure 1.21  
Torsiomètre de Perdriole

### 1.1.3.3 Limites des méthodes de mesures planaires

L'adjonction de la scoliose avec la cyphose et la lordose génère une déformation complexe tridimensionnelle de la colonne vertébrale. Les méthodes décrites précédemment sont basées sur une seule vue radiographique qui ne représente que la projection, dans le plan frontal, de cette déformation tridimensionnelle. Dans une étude effectuée en laboratoire, Benson (1976) a démontré qu'il n'y a pas de relation directe entre les angles de rotation mesurés

avec précision directement sur des spécimens et ceux mesurés sur des radiographies. Les angles mesurés sur les radiographies peuvent être de deux à trois fois plus grands que ceux mesurés sur les spécimens. La position du sujet par rapport au foyer de la source de rayons X est importante. Si le sujet n'est pas exactement face à la source, le décalage des pédicules, enregistré sur la radiographie, ne représentera pas seulement la rotation vertébrale (Benson, 1976; Hallert, 1970; Drerup, 1984).

Certaines méthodes tentent de palier au manque d'informations tridimensionnelles par l'ajout de paramètres tenant compte des dimensions vertébrales (Fait et coll., 1970; Drerup, 1984; Stokes et coll., 1986). Ces paramètres sont obtenus à partir d'un nombre limité de vertèbres et sont des valeurs moyennes. La grande disparité de formes et de dimensions entre les vertèbres de différents sujets font que ces méthodes restent approximatives et ne sont pas toujours plus précises que les autres.

Lors de l'examen clinique de patients scoliotiques, l'utilisation de techniques radiographiques conventionnelles a probablement contribué à perpétuer l'idée que l'ensemble des déformations scoliotiques n'est qu'une déviation latérale de la colonne vertébrale telle que vue dans le plan frontal (Stokes et col, 1987). Il semble maintenant admis que la scoliose est une déformation spatiale complexe de la colonne vertébrale et qu'elle ne

peut plus être caractérisée avec exactitude par les méthodes cliniques usuelles.

Les principales techniques mises au point afin de représenter tridimensionnellement la colonne vertébrale normale et scoliothique sont présentées à la section 1.3. La prochaine section couvre les principes de base de la radiographie diagnostique et de la radiophotogrammétrie.

## 1.2 TECHNIQUES D'INVESTIGATION RADIOGRAPHIQUES

Les différentes méthodes d'évaluation clinique des déformations scoliothiques sont essentiellement basées sur des techniques radiographiques. Pareillement, les principales méthodes de représentation tridimensionnelle de la colonne vertébrale font une utilisation intensive de films radiographiques, la présente étude ne faisant pas exception. C'est pourquoi, dans cette section, les principes de base des techniques d'investigation radiographiques sont introduits. Dans un premier temps, une description de l'appareillage radiographique conventionnel et de son fonctionnement est présentée, suivie d'une introduction à la radiophotogrammétrie tridimensionnelle, comportant une description des principes de base et des principales techniques utilisées. Finalement, la méthode de reconstruction tridimensionnelle DLT

(Marzan, 1976), utilisée dans le cadre de ce projet, est décrite de façon plus spécifique.

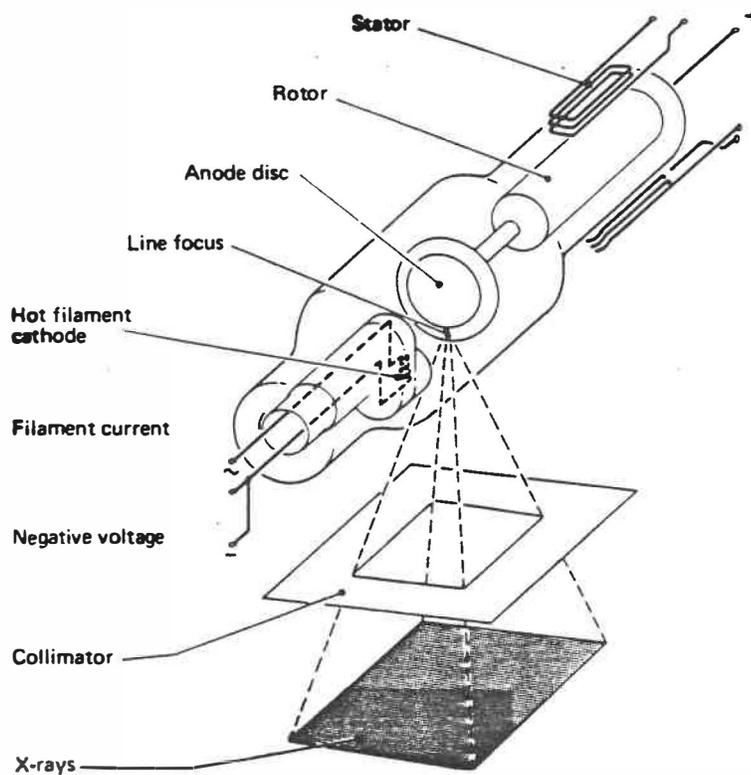
### 1.2.1 Description et fonctionnement des équipements radiographiques conventionnels

Les principes présentés dans cette section sont essentiellement tirés de Jacobson (1977). Les autres sources de références sont explicitement citées.

L'installation radiographique conventionnelle se compose principalement d'un générateur de rayons X, lequel est constitué d'un tube à vide couplé à un colimateur (figure 1.22). Le tout est soutenu par un dispositif qui permet de positionner et d'orienter le tube selon le besoin. Le reste de l'installation comprend les appareils de positionnement pour les patients et les cassettes de films.

Les rayons X sont générés sous forme de quanta lorsque des électrons frappent un matériau avec suffisamment d'énergie. Dans un tube à vide conventionnel, les électrons sont émis par la cathode qui est simplement un filament soumis à un courant électrique de très haut voltage. La cathode est également conçue pour focaliser les électrons sur une région restreinte de l'anode, car plus le foyer est petit, meilleure est la résolution de l'image obtenue. Le rendement de ce procédé est très faible car seulement 1% de l'énergie fournie aux électrons sert à la génération des rayons X, les

autres 99% sont dissipés sous forme de chaleur dans l'anode. Le problème est d'obtenir une quantité suffisante de rayons X sans faire fondre l'anode. Généralement, l'anode est montée sur un rotor et est fabriquée en tungstène, ce matériau possédant un haut point de fusion (3370 °C). La rotation de l'anode permet de répartir la chaleur dissipée sur toute sa **périphérie** au lieu d'un seul point.



Source de rayons X  
(tirée de Jacobson, 1977)

Lorsque générés, les rayons X sont dispersés uniformément dans toutes les directions. C'est pourquoi un colimateur est placé à la sortie du tube. Ce colimateur est composé de plaques de plomb orientables qui permettent de canaliser les rayons X sur les régions d'intérêt du sujet à examiner.

Les rayons X, comme les autres radiations, traversent les matériaux avec plus ou moins de facilité, selon la densité et l'épaisseur de ces derniers. Un matériau dense, comme le plomb, arrêtera presque toutes les radiations alors que le tissu ou la peau les laisseront presque tous passer. La facilité de traverser un matériau donné dépendra également de l'énergie d'émission des rayons X.

L'image produite par les rayons X est composée à partir des radiations qui ont traversé l'objet à étudier. Il s'agit donc d'une représentation de la densité des matériaux traversés plutôt que d'une image. Ce qui apparaît sur le film est en fait un ensemble de contrastes représentant la différence d'atténuation des rayons X de deux tissus adjacents. L'atténuation se fait de deux façons, par absorption et par déviation. Selon sa quantité d'énergie, son angle d'incidence et la densité du matériau cible, le photon sera absorbé ou dévié par le matériau, à moins qu'il ne le traverse.

En connaissant les propriétés d'atténuation des différents tissus humains, il est ainsi possible, en variant le voltage à la cathode, d'émettre des rayons X de différentes énergies et ainsi de mieux faire ressortir les contrastes sur une gamme de tissus plutôt que sur une autre. A titre d'exemple, si l'on veut examiner l'ossature, il faut choisir une énergie d'émission entre 50 et 70 keV. Une plus grande énergie atténuera le contraste du squelette et

augmentera la visibilité des tissus mous. Si l'énergie d'émission est trop basse, une grande partie des rayons X sera atténuée par absorption dans le corps pouvant ainsi causer des dommages, principalement au niveau de la peau. Les rayons X affectent les cellules vivantes et ce danger augmente avec la dose. Il est ainsi impératif de toujours choisir le voltage qui sera le moins dangereux pour le patient, compte tenu des informations radiographiques que l'on veut obtenir.

Même si la cathode est réglée pour un voltage donné, les radiations émises se font sur plusieurs niveaux d'énergie. Les plus bas niveaux (inférieurs à 50keV), les plus dangereux pour le patient, sont filtrés à la sortie du tube par des plaques d'aluminium minces (environ 3 mm). Ces radiations ne contribuent pas à la qualité de l'image et seraient absorbées de toute façon par le patient.

Le film radiographique est le moyen le plus répandu pour enregistrer les résultats d'un examen par rayons X. Il s'agit d'une pellicule photosensible dont les dimensions varient de 304 mm x 304 mm (12" x 12") à 356 mm x 914 mm (14" x 36"). Le film, dont la couche photosensible est généralement en bromure d'argent, n'est pas très sensible aux longueurs d'ondes des rayons X mais réagit très bien à la lumière. La pellicule est ainsi entourée d'un écran intensifiant (calcium-tungstène) qui convertit un photon de rayons X en plusieurs photons lumineux qui impressionneront le film.

L'ensemble film-écran est placé dans une cassette, ce qui en facilite la manipulation (figure 1.23).

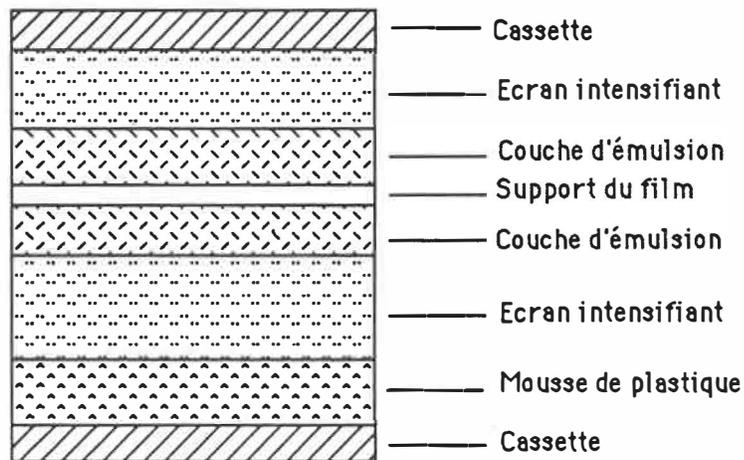
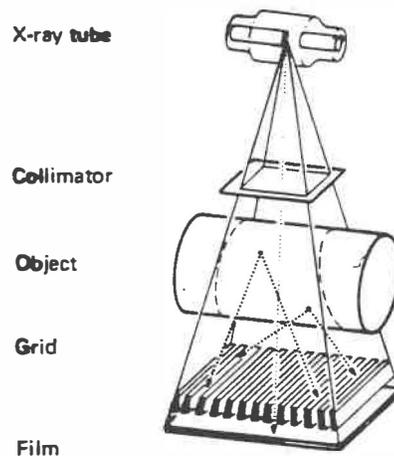


Figure 1.23  
Vue en coupe de la cassette  
radiographique et de ses composantes

Il a été fait mention que les radiations pouvaient être déviées ou absorbées par un matériau. Lors de la prise d'une radiographie, les photons déviés par le sujet peuvent atteindre quand même le film et brouiller l'image radiographique. Ce brouillage est particulièrement important lors de la prise de radiographies avec une faible distance focale et une grande ouverture du colimateur. La plupart des cassettes permettent l'ajout d'une grille qui atténuera ces radiations indésirables (figure 1.24). Il s'agit de très fines lames de plomb orientées vers le foyer de la source. Cette grille permet de bloquer la grande majorité des photons déviés de leur trajectoire initiale. Ces grillages sont conçus pour une gamme de distances focales spécifiques. En dehors des distances prévues, la grille devient opaque aux rayons X. L'utilisation de ces grilles

demande également une plus forte dose de rayons X car moins de photons parviennent au film. Le grillage antidiffusion est surtout utilisé pour la radiographie d'objet nécessitant une grande ouverture du colimateur à des distances focales relativement faibles, comme dans le cas de l'examen de la colonne vertébrale au complet avec une distance focale d'environ 2 m. En augmentant la distance focale (plus de 4 m), il est possible de réduire l'ouverture du colimateur et ainsi d'éviter l'utilisation de la grille (Stokes et coll., 1987). Ceci n'est pas possible dans la majorité des salles de radiographie conventionnelles.



**Figure 1.24**  
Grillage antidiffusion  
(tirée de Jacobson, 1977)

### 1.2.2 Description des techniques stéréoradiophotogrammétriques

La photogrammétrie est définie comme étant la technique de mesure photographique permettant l'obtention de données géométriques telles que la taille, la position ou la forme d'un objet

photographié (Hallert: 1970). La radiophotogrammétrie est la technique s'appliquant aux films radiographiques. La stéréoradiophotogrammétrie permet d'obtenir la représentation tridimensionnelle d'un objet à partir d'au moins deux de ses radiographies prises selon des orientations différentes.

Cette section a pour but de présenter les termes et les notions de stéréoradiophotogrammétrie qui sont employées dans ce travail. Pour ce faire, deux cas d'installation de stéréoradiophotogrammétrie sont présentés, soit le cas normal et le cas convergent. Les principes et les descriptions données dans les prochaines sections s'appliquent aussi bien pour les installations ayant deux tubes à rayons X que pour les installations ne possédant qu'un seul tube. Dans ce dernier cas, il sera fait mention du déplacement de la source de rayons X. Une définition plus détaillée des termes importants se trouve au lexique de l'annexe A.

#### 1.2.2.1 Le cas normal de stéréoradiophotogrammétrie

Le cas normal est illustré à la figure 1.25. Il s'agit du cas de stéréoradiophotogrammétrie où la base stéréoradiographique est perpendiculaire aux distances principales. En d'autres termes, les deux films sont sur le même plan et le déplacement de la source s'effectue de façon parallèle aux films radiographiques et les distances principales restent identiques et égales entre elles. La source n'est pas angulée lors du déplacement, les angles de convergence sont nuls. La base peut être verticale ou horizontale.

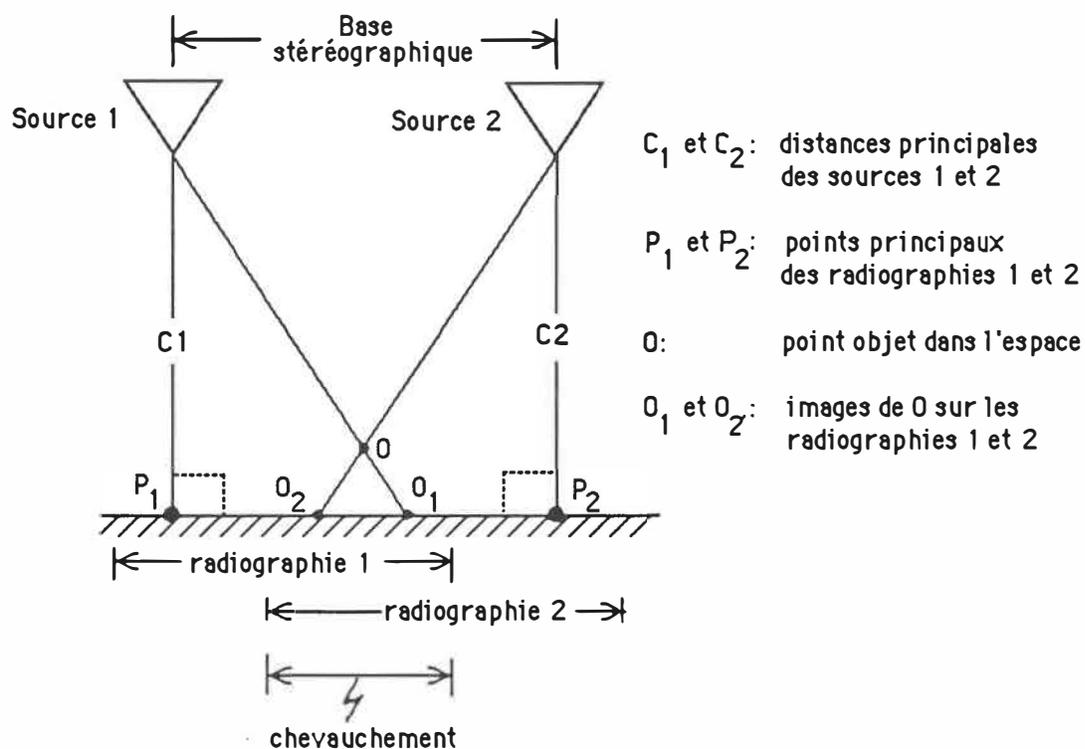


Figure 1.25  
Cas normal de stéréoradiophotogrammétrie

### 1.2.2.2 Le cas convergent de stéréoradiophotogrammétrie

Il s'agit du cas de stéréoradiophotogrammétrie où la source subit une angulation lors du déplacement, de sorte que les distances principales ne sont plus parallèles entre elles (figure 1.26).

Il existe plusieurs configurations du cas convergent dont, entre autres, les trois suivantes:

- 1 - la base stéréoradiographique est parallèle au plan des films radiographiques (comme dans le cas normal) mais aux deux

positions, la source est orientée obliquement vers l'objet (angle de convergence non nul). Dans ce cas, les distances principales sont égales entre elles mais forment un angle avec les films (figure 1.26);

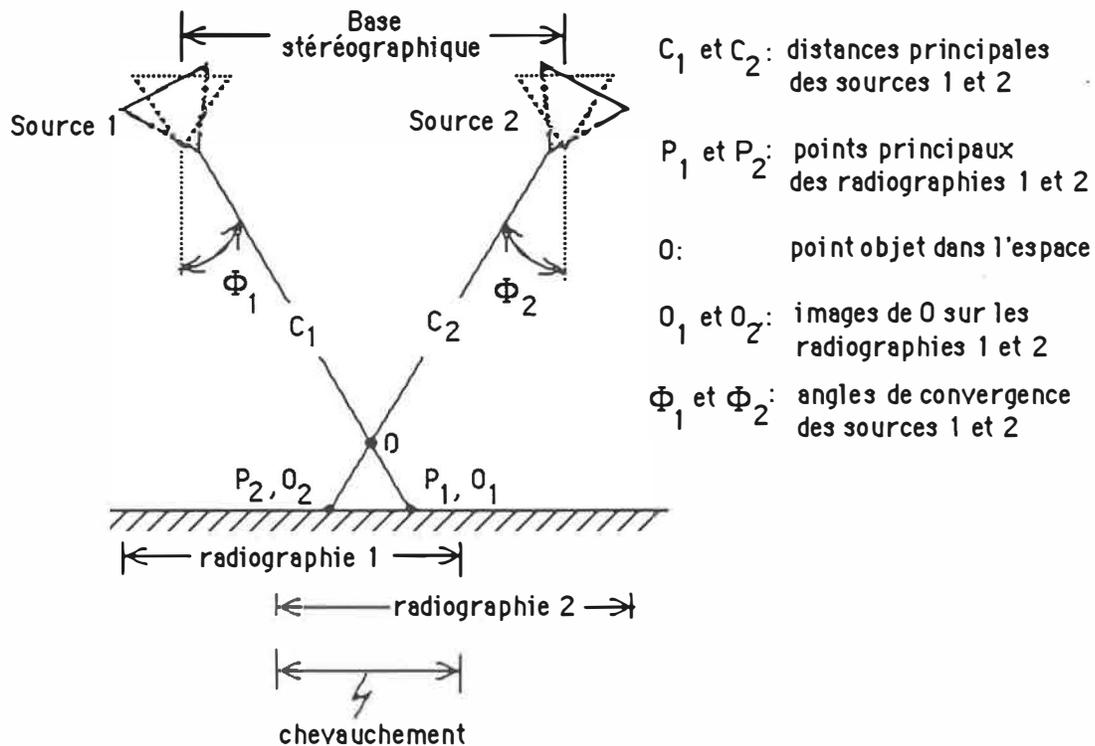


Figure 1.26  
Exemple de cas convergent de stéréoradiophotogrammétrie

2 - comme dans le cas précédent, la base est parallèle aux films mais une des deux distances principales est perpendiculaire aux films radiographiques (angle de convergence nul). Dans ce cas, les deux distances principales ne sont plus égales;

3 - le dernier cas présenté est appelé biplanaire (figure 1.27). Lorsque la source est déplacée et angulée, les deux films radiographiques ne sont plus sur le même plan mais restent toujours perpendiculaires à la distance principale de leur source respective. Les distances principales restent identiques et égales entre elles. Le cas biplanaire orthogonal (figure 1.27), où les plans radiographiques sont perpendiculaires entre eux, constitue la configuration optimum selon Marzan (1976).

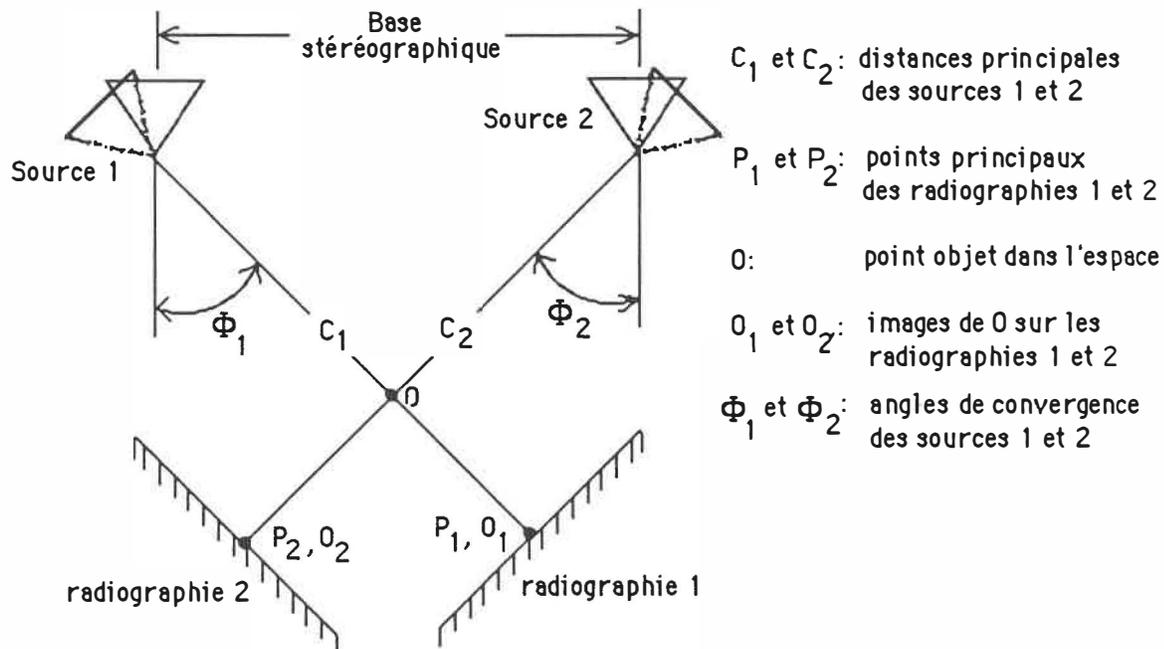


Figure 1.27  
La configuration biplanaire orthogonale de stéréoradiophotogrammétrie

### 1.2.2.3 Classification des méthodes de radiophotogrammétrie tridimensionnelle

Marzan (1976) a séparé les différentes méthodes de stéréophotogrammétrie en trois catégories: les méthodes analogiques, les méthodes analytiques et les méthodes semi-analytiques.

#### i) Les méthodes analogiques

Les méthodes analogiques consistent à obtenir une représentation tridimensionnelle visuelle à partir de deux projections ou radiographies d'un objet. L'image est obtenue au moyen d'un appareil, le stéréocomparateur, combinant les deux images planes en une représentation tridimensionnelle, et ce au moyen d'un jeu de miroirs et de lentilles. La représentation tridimensionnelle peut être tracée manuellement sous la forme de courbes de niveaux ou de points significatifs (voir section 1.2.2.5). Les stéréocomparateurs sont des appareils coûteux et demandent une grande dextérité de la part de l'opérateur. Bien que la représentation tridimensionnelle puisse être de très bonne qualité, il est difficile d'obtenir des mesures d'une grande précision avec de tels appareils (Marzan, 1976).

#### ii) Les méthodes analytiques

Les méthodes analytiques permettent d'obtenir la représentation tridimensionnelle d'un objet en utilisant les relations mathématiques qui existent entre cet objet et ses représentations photographiques. L'objet ainsi reconstruit n'est en

fait qu'un objet mathématique constitué d'un nombre fini de points dont on a calculé les coordonnées tridimensionnelles. Plus le nombre de points est élevé, plus la représentation mathématique se rapprochera de la réalité. De plus, selon la complexité des relations géométriques utilisées, il est possible d'augmenter l'exactitude sur les coordonnées reconstruites (Marzan, 1976).

Marchand (1983) a subdivisé les méthodes analytiques selon trois sous-classes: les méthodes explicites idéales, les méthodes explicites optimisées et les méthodes implicites optimisées. La reconstruction tridimensionnelle effectuée selon les méthodes explicites idéales est basée sur des relations géométriques et trigonométriques simples. Il est, par contre, impératif de connaître la position et l'orientation tridimensionnelle des sources de rayons X. Cette méthode demande également l'utilisation d'un minimum de deux repères de référence, apparaissant sur les radiographies, dont on connaît les coordonnées spatiales. De plus, il est supposé que les rayons partant des sources se croisent parfaitement pour un point donné sur les radiographies.

Les méthodes explicites optimisées sont sensiblement identiques aux précédentes mais un algorithme itératif est ajouté pour introduire une correction sur la position et l'orientation des sources de rayons X. Cet algorithme permet également de corriger certaines erreurs sur l'identification des points sur les

radiographies et ainsi d'optimiser la reconstruction. Plus de deux repères de références sont généralement utilisés.

Finalement, les méthodes implicites optimisées ne demandent pas la connaissance des coordonnées tridimensionnelles de l'installation utilisée. Tous les paramètres géométriques sont implicitement calculés par ces méthodes et la reconstruction est optimisée à l'aide d'un algorithme itératif. Ces méthodes nécessitent cependant un objet de calibrage. Il s'agit d'un objet, apparaissant sur les radiographies, dont on connaît avec précision les coordonnées spatiales d'un certain nombre de points. De façon générale, plus le nombre de points de calibrage est grand, plus la reconstruction sera fidèle (Marzan, 1976).

Le développement mathématique des méthodes décrites précédemment ne sera pas repris dans cet ouvrage. Le lecteur intéressé pourra consulter, entre autres, les références suivantes: Hallert (1970), Suh (1974), Marzan (1976) et Marchand (1983).

### iii) Les méthodes semi-analytiques

Les méthodes semi-analytiques sont une combinaison des méthodes analogiques et analytiques. Il s'agit essentiellement d'obtenir de façon analytique les coordonnées tridimensionnelles des points représentant le plus grand intérêt et de tracer, de façon analogique, le reste de la représentation tridimensionnelle. Il est ainsi possible d'économiser sur le temps de calcul par rapport aux

méthodes analytiques tout en obtenant ponctuellement une plus grande précision qu'avec une méthode uniquement analogique.

#### 1.2.2.4 La méthode du Direct Linear Transformation (DLT)

Cette méthode est, selon Marchand (1983), une technique implicite optimisée. Ainsi, tous les paramètres géométriques nécessaires à la reconstruction sont calculés implicitement par la méthode lors de la procédure de calibrage. De plus, l'algorithme effectue une certaine optimisation afin de réduire les erreurs de reconstruction.

##### i) Description de l'algorithme DLT

La méthode du DLT comporte principalement deux étapes: le calibrage et la reconstruction (figure 1.28). L'étape du calibrage consiste à calculer la position, l'orientation et la distance principale des sources au moyen de deux radiographies d'un objet de calibrage, dont les coordonnées tridimensionnelles des points reconstruits ont été préalablement mesurées avec exactitude. La géométrie de l'installation est obtenue sous la forme des 11 paramètres DLT. La reconstruction s'effectue à l'aide des 11 paramètres et en utilisant deux radiographies numérisées de l'objet à reconstruire. L'algorithme fournit alors les coordonnées tridimensionnelles des points numérisés sur les deux radiographies ainsi qu'une estimation de l'erreur sur ces coordonnées.

## DIRECT LINEAR TRANSFORMATION (DLT)

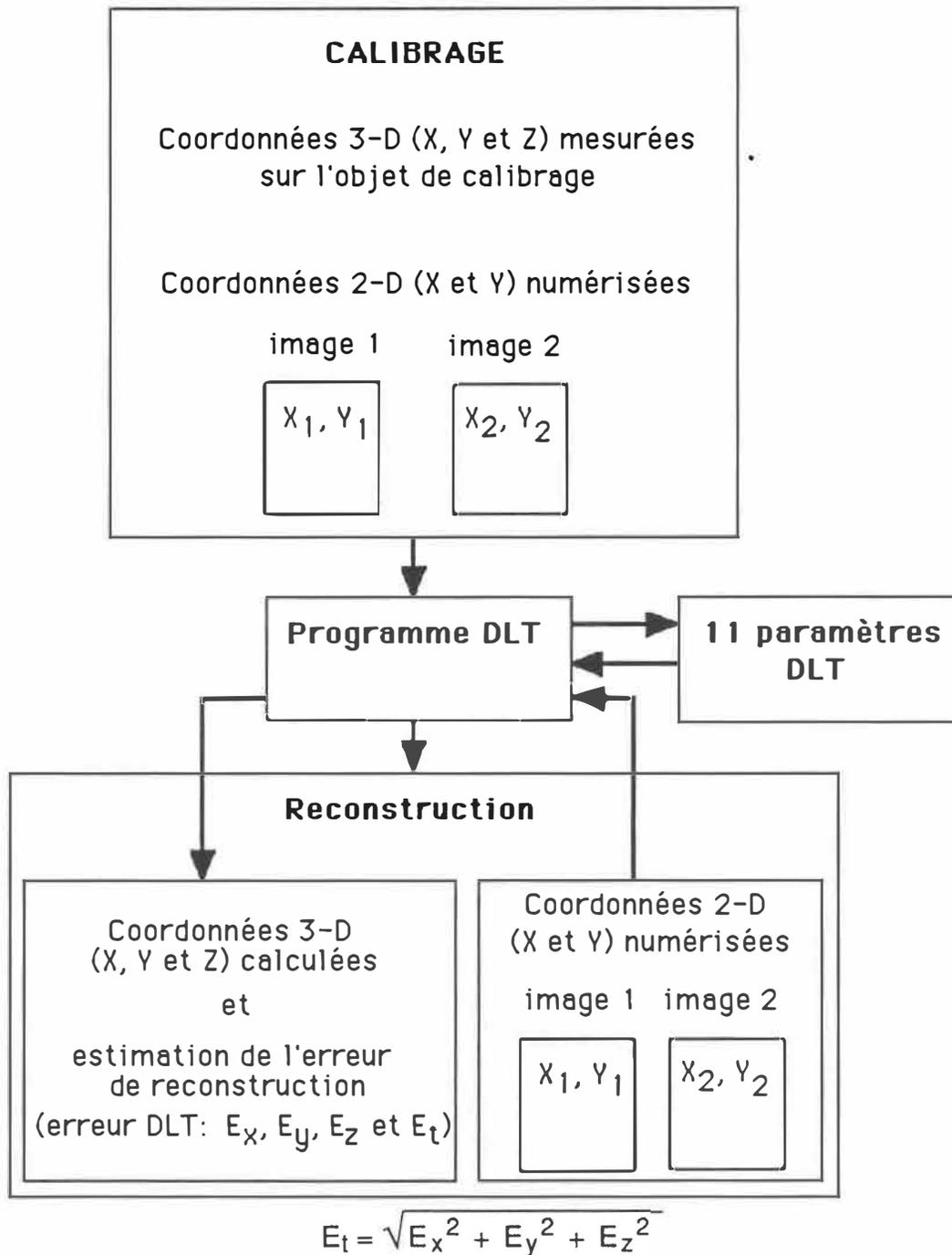


Figure 1.28 : Représentation schématique de l'algorithme du DLT  
(adaptée de Dansereau, 1987)

## ii) Avantages de l'algorithme DLT

L'algorithme du DLT fut choisi comme méthode de reconstruction lors de ce projet pour les raisons suivantes:

- il n'est pas nécessaire de connaître la géométrie de l'installation radiographique pour effectuer une reconstruction tridimensionnelle;
- la méthode n'est pas dépendante d'une géométrie fixe, permettant ainsi d'étudier plusieurs configurations possibles;
- l'algorithme était déjà disponible sous la forme d'un programme en langage FORTRAN (Marzan, 1976), ne demandant qu'un minimum de transformations aux niveaux des entrées et sorties;
- la méthode est éprouvée et citée dans la littérature (Pearcy et coll., 1982; Stokes et coll., 1985; Wood, 1986; Dansereau, 1987, Plamondon, 1989).

## iii) Développement mathématique de l'algorithme DLT

Le DLT consiste en fait en un algorithme permettant de résoudre les équations représentant la colinéarité des coordonnées tridimensionnelles d'un objet avec ses coordonnées photographiques

bidimensionnelles. En d'autres termes, il est supposé qu'il existe des relations linéaires entre un objet et son image. Ces relations, basées sur la géométrie des triangles semblables, sont exprimées sous la forme:

$$\begin{bmatrix} x - x_p + \Delta x \\ y - y_p + \Delta y \\ - C \end{bmatrix} = \lambda [M] \begin{bmatrix} X - X_0 \\ Y - Y_0 \\ Z - Z_0 \end{bmatrix} \quad (1.1)$$

avec  $x, y$ : coordonnées de l'image d'un point,  
 $x_p, y_p$ : coordonnées de l'image du point principal,  
 $\Delta x, \Delta y$ : erreurs systématiques sur  $x$  et  $y$ ,  
 $C$ : distance principale,  
 $\lambda$ : facteur d'échelle,  
 $[M]$ : matrice de rotation (3 x 3) composée des vecteurs  $[M_1]$ ,  $[M_2]$  et  $[M_3]$  représentant les angles d'inclinaison, de convergence et de rotation des sources de rayons  $X$ ,  
 $X, Y, Z$ : coordonnées spatiales d'un point,  
 $X_0, Y_0, Z_0$ : coordonnées spatiales du centre de projection.

Avec cette équation, les 11 paramètres DLT de base peuvent être définis. A l'aide de l'équation (1.1), isolons la distance principale  $C$ :

$$- C = \lambda [M_3] [\Delta] \quad \text{ou bien} \quad \lambda = \frac{- C}{[M_3] [\Delta]} \quad (1.2)$$

avec 
$$[\Delta] = \begin{bmatrix} X - X_0 \\ Y - Y_0 \\ Z - Z_0 \end{bmatrix}$$

En substituant dans l'équation (1.1), nous obtenons:

$$x - x_p + \Delta x = \frac{-C}{[M_3][\Delta]} [M_1][\Delta] \quad (1.3)$$

$$y - y_p + \Delta y = \frac{-C}{[M_3][\Delta]} [M_2][\Delta]$$

Dans les équations précédentes, le facteur C est considéré égal pour x et y. Définissons alors  $C_x$  et  $C_y$  comme étant:

$$C_x = CK_x \quad \text{et} \quad C_y = CK_y \quad (1.4)$$

où  $K_x$  et  $K_y$  sont des constantes de proportionnalité. Ainsi, les deux composantes de la distance principale peuvent être considérées. Sans utiliser la notation matricielle, l'équation (1.3) peut s'écrire:

$$x - x_p + \Delta x = -C_x \frac{m_{11}(X - X_0) + m_{12}(Y - Y_0) + m_{13}(Z - Z_0)}{m_{31}(X - X_0) + m_{32}(Y - Y_0) + m_{33}(Z - Z_0)} \quad (1.5)$$

$$y - y_p + \Delta y = -C_y \frac{m_{21}(X - X_0) + m_{22}(Y - Y_0) + m_{23}(Z - Z_0)}{m_{31}(X - X_0) + m_{32}(Y - Y_0) + m_{33}(Z - Z_0)}$$

En combinant les distances principales  $C_x$  et  $C_y$  dans les termes  $m_{1j}$  et  $m_{2j}$  de la façon suivante:

$$m'_{1j} = m_{1j} C_x \quad \text{et} \quad m'_{2j} = m_{2j} C_y \quad \text{avec } j = 1,2,3 \quad (1.6)$$

l'équation (1.5) devient:

$$x - x_p + \Delta x = - \frac{m'_{11} (X - X_0) + m'_{12} (Y - Y_0) + m'_{13} (Z - Z_0)}{m_{31} (X - X_0) + m_{32} (Y - Y_0) + m_{33} (Z - Z_0)} \quad (1.7)$$

$$y - y_p + \Delta y = - \frac{m'_{21} (X - X_0) + m'_{22} (Y - Y_0) + m'_{23} (Z - Z_0)}{m_{31} (X - X_0) + m_{32} (Y - Y_0) + m_{33} (Z - Z_0)}$$

En regroupant les coordonnées images et spatiales du point principal (centre de projection) dans trois constantes  $H_1$ ,  $H_2$ ,  $H_3$ , l'équation (1.7) devient:

$$x + \Delta x = - \frac{m'_{11} X + m'_{12} Y + m'_{13} Z + H_1}{m_{31} X + m_{32} Y + m_{33} Z + H_3} \quad (1.8)$$

$$y + \Delta y = - \frac{m'_{21} X + m'_{22} Y + m'_{23} Z + H_2}{m_{31} X + m_{32} Y + m_{33} Z + H_3}$$

En divisant l'équation (1.8) par  $H_3$ , la forme suivante est obtenue:

$$x + \Delta x = - \frac{L_1 X + L_2 Y + L_3 Z + L_4}{L_9 X + L_{10} Y + L_{11} Z + 1} \quad (1.9)$$

$$y + \Delta y = - \frac{L_5 X + L_6 Y + L_7 Z + L_8}{L_9 X + L_{10} Y + L_{11} Z + 1}$$

où  $L_1$  à  $L_{11}$  sont les paramètres DLT définis comme suit:

$$\begin{aligned}
 L_1 &= (x_p m_{31} - C_x m_{11}) / L \\
 L_2 &= (x_p m_{32} - C_x m_{12}) / L \\
 L_3 &= (x_p m_{33} - C_x m_{13}) / L \\
 L_4 &= x_p + C_x (m_{11} X_0 + m_{12} Y_0 + m_{13} Z_0) / L \\
 L_5 &= (y_p m_{31} - C_y m_{21}) / L \\
 L_6 &= (y_p m_{32} - C_y m_{22}) / L \\
 L_7 &= (y_p m_{33} - C_y m_{23}) / L \\
 L_8 &= y_p + C_y (m_{21} X_0 + m_{22} Y_0 + m_{23} Z_0) / L \\
 L_9 &= m_{31} / L \\
 L_{10} &= m_{32} / L \\
 L_{11} &= m_{33} / L
 \end{aligned} \tag{1.10}$$

avec  $L = - (m_{31} X_0 + m_{32} Y_0 + m_{33} Z_0)$ .

Les onze paramètres décrits précédemment tiennent compte de la géométrie de l'installation et sont formulés sous la forme de relations linéaires. Afin de corriger les erreurs introduites par les distorsions des lentilles, cinq autres paramètres peuvent être calculés,  $K_1$ ,  $K_2$ ,  $K_3$ ,  $P_1$  et  $P_2$  sous la forme de relations polynômiales non-linéaires. Puisqu'il n'y a pas de lentilles dans l'installation radiographique, ces paramètres ne seront pas utilisés lors de ce projet et leur développement ne sera pas présenté dans ce document. Le lecteur intéressé pourra consulter Marzan (1976).

Les onze paramètres décrits précédemment sont calculés à l'aide du programme introduit par Marzan en 1976. Ce programme calcule également les erreurs associées (écarts types) à ces paramètres. Il s'agit en fait d'une estimation de l'erreur basée sur la loi de la propagation des erreurs (Hallert, 1970; Marzan, 1976). Les équations utilisées lors de ces calculs sont présentées dans les pages qui suivent.

En introduisant les erreurs aléatoires  $v_x$  et  $v_y$ , l'équation (1.9) peut s'écrire sous la forme:

$$v_x = - \frac{L_1 X + L_2 Y + L_3 Z + L_4}{A} + x \frac{L_9 X + L_{10} Y + L_{11} Z}{A} + \Delta x + \frac{x}{A} \quad (1.11)$$

$$v_y = - \frac{L_5 X + L_6 Y + L_7 Z + L_8}{A} + y \frac{L_9 X + L_{10} Y + L_{11} Z}{A} + \Delta y + \frac{y}{A}$$

avec  $A = L_9 X + L_{10} Y + L_{11} Z + 1$

En incluant les paramètres de correction de distorsion de lentilles, les équations précédentes s'écrivent pour chaque point de calibrage (repère de référence)  $i$  de l'image  $j$ :

$$\begin{bmatrix} v_{xi} \\ v_{yi} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} B_{x1} & B_{x2} & \dots & B_{x16} \\ B_{y1} & B_{y2} & \dots & B_{y16} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} L_1 \\ L_2 \\ \vdots \\ \vdots \\ L_{11} \\ K_1 \\ K_2 \\ K_3 \\ P_1 \\ P_2 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} D_{xi} \\ D_{yi} \end{bmatrix} = 0$$

(1.12)

où les  $B_x$  et les  $B_y$  sont les coefficients des paramètres  $L_1, \dots, L_{11}, K_1, K_2, K_3, P_1$  et  $P_2$  inconnus. Les  $D_{xi}$  et  $D_{yi}$  sont les équivalents des derniers termes de l'équation (1.11). Sous forme matricielle, l'équation (1.12) s'écrit sous la forme:

$$V + B\Delta_j + D = 0 \quad (1.13)$$

où  $\Delta_j$  représente les paramètres DLT. A l'aide du calcul matriciel, l'équation (1.13) peut s'écrire sous la forme:

$$V^T W V = \Delta_j^T B^T W B \Delta_j + \Delta_j^T B^T W D + D^T W B \Delta_j + D^T W D \quad (1.14)$$

où  $W$  est la matrice diagonale de pondération calculée à partir de la loi de la propagation de la variance. Cette équation peut se résoudre avec l'algorithme des moindres carrés, à l'aide de la condition suivante:

$$\frac{\delta V^T W V}{\delta \Delta_j} = B^T W B \Delta_j + B^T W D = 0 \quad (1.15)$$

La solution par moindres carrés donne la valeur des paramètres DLT sous la forme:

$$\Delta_j = -B^T W B^{-1} B^T W D \quad (1.16)$$

Connaissant les  $\Delta_j$ , l'erreur type sur les paramètres DLT peut être calculée. L'équation (1.15) peut s'écrire, après quelques manipulations matricielles, sous la forme suivante, plus pratique pour le calcul des erreurs résiduelles:

$$V^T W V = D^T W B \Delta_j + D^T W D \quad (1.17)$$

Finalement, l'erreur type sur les paramètres DLT s'obtient de l'équation:

$$m_{\Delta_j} = \frac{V^T W V}{DF} [B^T W B]^{-1} \quad (1.18)$$

avec  $m_{\Delta_j}$ : matrice de variance - covariance des paramètres DLT

DF: nombre de degrés de liberté de la solution (DF = 2n - u)

n: nombre de points de calibrage (repères de référence)

u: nombre de paramètres DLT considérés pour le calcul de la solution

La reconstruction tridimensionnelle d'un objet s'effectue à l'aide des équations précédentes mais les inconnues ne sont plus les paramètres DLT mais bien les coordonnées tridimensionnelles de points situés sur l'objet à reconstruire. La reconstruction s'effectue selon les étapes suivantes:

A l'aide de l'équation (1.11), on forme l'équation matricielle suivante pour un point  $i$  de l'image  $j$ :

$$V_j + B_j^T \Delta_i + C_j = 0 \quad (1.19)$$

avec

$$V_j = \begin{bmatrix} V_x \\ V_y \end{bmatrix}_j \quad \Delta_i = \begin{bmatrix} X \\ Y \\ Z \end{bmatrix}_i$$

$$B_j^T = \begin{bmatrix} (xL_9 - L_1) & (yL_9 - L_5) \\ (xL_{10} - L_2) & (yL_{10} - L_6) \\ (xL_{11} - L_3) & (yL_{11} - L_7) \end{bmatrix}$$

$$C_j = \begin{bmatrix} x + A\Delta_x - L_4 \\ y + A\Delta_y - L_8 \end{bmatrix}$$

La solution par moindres carrés de cette équation donne:

$$\Delta_i = - \left[ B^T W B \right]^{-1} B^T W C \quad (1.20)$$

où  $W$  est la matrice de pondération associée.

Les erreurs types sur les coordonnées reconstruites d'un point peuvent être calculées à l'aide de la matrice de variance-covariance:

$$m_{\Delta_i} = \frac{V^T W V}{DF} [B^T W B]^{-1} \quad (1.21)$$

#### iv) Limites de l'algorithme DLT

Malgré ses nombreux avantages, le DLT comporte quelques limitations:

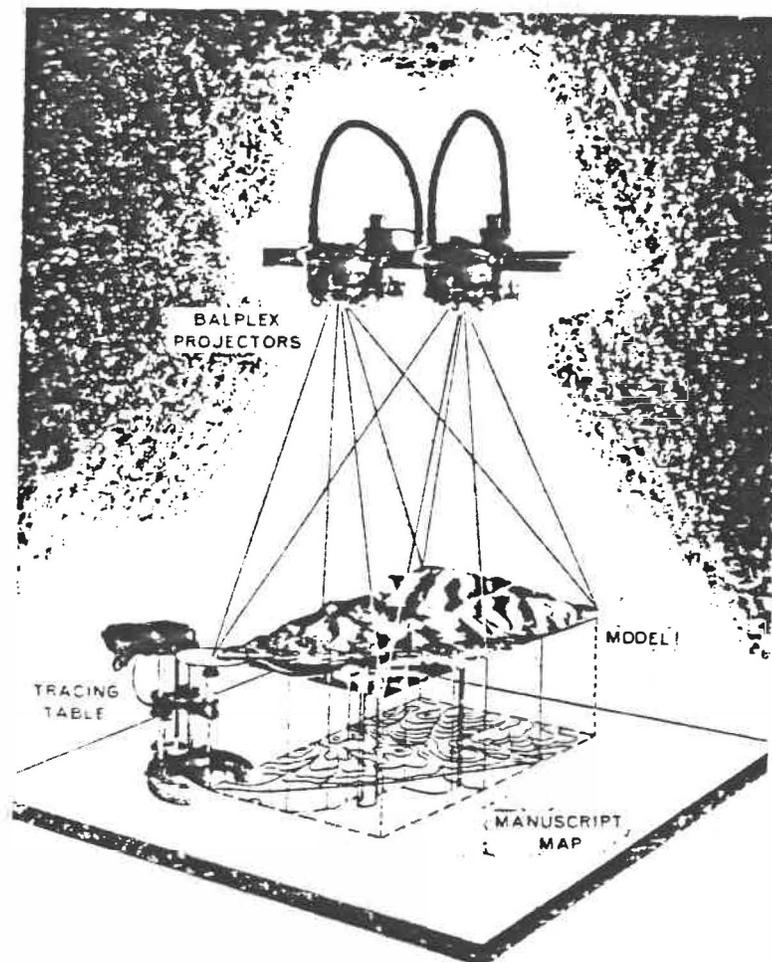
- le nombre de points de calibrage (n) doit être:  $n > u + 2$ , où u est le nombre de paramètres DLT. En radiographie, seulement 11 paramètres sont utilisés, ce qui donne un minimum de 6 points de calibrage. Marzan (1976) suggère l'utilisation d'au moins 20 points de calibrage répartis dans tout le volume occupé par l'objet de calibrage;
- Wood (1986) insiste surtout sur la répartition symétrique des points de calibrage plutôt que sur le nombre;
- l'algorithme du DLT semble beaucoup moins exacte pour la reconstruction de points situés à l'extérieur de l'objet de calibrage. Les erreurs seraient de 50% à 100% plus élevé que lors de la reconstruction de points situés à l'intérieur de l'objet de calibrage. (Wood, 1986).

#### 1.2.2.5 Instrumentation permettant la numérisation des radiographies

Dans cette section, une brève description des deux appareils de numérisation les plus utilisés est présentée. Il s'agit du stéréocomparateur et de la tablette graphique ou table numérisante. Bien que ces appareils permettent la numérisation de radiographies aussi bien que de photographies, il ne sera fait mention que des radiographies.

Le stéréocomparateur est un instrument permettant, à l'aide d'un jeu de miroirs et de lentilles, de reconstituer une image visuelle tridimensionnelle à partir de deux radiographies (figure 1.29).

Cet appareil permet de localiser des points situés sur la représentation tridimensionnelle obtenue et d'enregistrer leur position sur papier au moyen d'un stylo couplé au pointeur visuel. Il est ainsi possible de tracer des courbes de niveau représentant les différentes élévations observées. Certains modèles de stéréocomparateurs permettent d'enregistrer les coordonnées images d'un point localisé sur la représentation tridimensionnelle. En d'autres termes, il est possible de pointer un repère sur la représentation et d'enregistrer les coordonnées bidimensionnelles correspondantes sur les deux photographies.



**Figure 1.29**  
**Stéréocomparateur**  
(tirée de Wolf, 1983)

La numérisation d'images à l'aide d'un stéréocomparateur présente des avantages certains. Le principal de ces avantages est que les coordonnées numérisées sur les deux radiographies correspondent parfaitement, dans les limites de l'exactitude et de la précision de l'appareil. En effet, il s'agit de pointer un repère sur la représentation visuelle tridimensionnelle et ses coordonnées correspondantes sur les deux images radiographiques sont

enregistrées. Il est aussi possible de "voir" en trois dimensions l'objet que l'on va reconstruire et ainsi le choix des repères numérisés en est facilité.

Le coût élevé et l'encombrement des stéréocomparateurs empêchent leur utilisation en dehors des milieux spécialisés comme les universités, les entreprises importantes, les centres de recherche, etc. Ainsi, une solution de remplacement a été trouvée. Il s'agit de numériser les radiographies sur une tablette graphique.

Cet appareil est en fait une surface plate quadrillée par de petits capillaires électriques. Ce quadrillage permet de connaître en tout temps la position de l'appareil de pointage, qui peut être un stylo ou une souris. Il est alors possible, à l'aide du pointeur, de localiser un repère sur la radiographie et d'enregistrer les coordonnées bidimensionnelles de ce repère.

Ces appareils couvrent toutes les gammes de prix et de dimensions et sont relativement peu encombrants. Par contre, la numérisation d'images à l'aide de tablettes graphiques comporte deux désavantages importants par rapport aux stéréocomparateurs. Tout d'abord, la numérisation de la stéréopaire se fait en deux temps, chaque radiographie étant numérisée successivement. Ceci introduit la difficulté de numériser exactement le même point sur les deux radiographies. De plus, aucune représentation visuelle

tridimensionnelle n'est obtenue avec ces appareils, ce qui complique le choix des repères à numériser.

Ainsi, avec un stéréocomparateur, il est possible de numériser à peu près n'importe lequel des points visibles sur la représentation tridimensionnelle. Par contre, avec une tablette graphique, il faut choisir des repères qui sont facilement identifiables sur les deux radiographies.

### 1.3 REPRÉSENTATIONS TRIDIMENSIONNELLES DE LA COLONNE VERTÉBRALE

Cette section se veut une revue critique des différentes techniques utilisées pour l'étude tridimensionnelle de la colonne vertébrale. Toutes les méthodes décrites utilisent au moins deux radiographies afin de retrouver l'information tridimensionnelle nécessaire à la représentation de la colonne vertébrale. Certaines de ces techniques furent utilisées pour étudier la colonne vertébrale lombaire et d'autres pour étudier différents paramètres de la scoliose. Ainsi, la modélisation des vertèbres et de la colonne diffère d'une méthode à l'autre.

Dans le présent chapitre, les techniques utilisées pour étudier la colonne vertébrale humaine sont séparées en deux catégories: les modèles filaires curvilignes et les modèles filaires volumiques.

Elles sont également présentées par ordre chronologique. Chaque technique est présentée de façon descriptive dans un premier paragraphe et est critiquée au paragraphe suivant. A la fin de cette section, une discussion générale résume l'ensemble des limitations de ces techniques.

### 1.3.1 Les modèles filaires curvilignes

Ce sont des représentations simples de la colonne vertébrale où les vertèbres ne sont représentées que par des points, situés au centroïde de leur corps vertébral, et reliées entre elles par des segments de droites ou de courbes.

McNeice et coll. (1975) présentèrent un modèle où chaque vertèbre thoracique et lombaire est représentée comme un point, situé en son centroïde. La colonne est alors représentée comme un ensemble de fonctions splines cubiques reliant entre elles les vertèbres. Les centroïdes des vertèbres sont obtenus en estimant la position du centre de la vertèbre sur une radiographie AP et une radiographie latérale. Cette modélisation de la colonne permet de calculer l'angle de Cobb dans n'importe quel plan et permet également de calculer l'angle de Cobb des courbures du plan latéral (lordose et cyphose).

Raso (1978) utilisa le même modèle mais introduisit plusieurs autres indices géométriques tels que la surface projetée, la longueur tridimensionnelle de la colonne, l'indice cyphotique et

l'indice cypho-scoliotique. La validation du modèle de McNeice-Raso, à l'aide d'une tige métallique hélicoïdale, permis de déterminer une erreur de  $\pm 5$  mm sur la longueur calculée de la tige (Raso, 1978).

L'utilisation de fonctions splines cubiques ne permet pas d'obtenir avec une grande précision les dérivées supérieures au deuxième ordre. Dansereau (1983) utilisa une méthode semblable à celle décrite précédemment mais développa des fonctions splines quintiques afin de calculer les paramètres de courbure et de torsion tridimensionnelle qui nécessitent la connaissance des dérivées seconde et troisième.

Les méthodes filaires curvilignes sont très rapides d'utilisation et se prêtent bien à l'utilisation en milieu clinique mais leur limitation provient du fait que les vertèbres ne sont représentées que par un seul point, ne donnant aucune indication au sujet de la rotation vertébrale. De plus, la localisation du centroïde de la vertèbre à l'aide d'un seul point sur chaque vue radiographique est sujette à des erreurs d'identification et de correspondance.

Dans le but de diminuer cette erreur de localisation, Hierholzer et Luxmann (1982) calculèrent la position des centres des plateaux vertébraux à l'aide de plusieurs points numérisés sur les contours des plateaux (figure 1.30). Chaque vertèbre était représentée par une ligne droite reliant les deux plateaux. Cette

représentation a permis aux auteurs de définir les notions de surface de courbure et de volume de torsion, permettant de caractériser les déformations scoliotiques (figure 1.31 a et b).

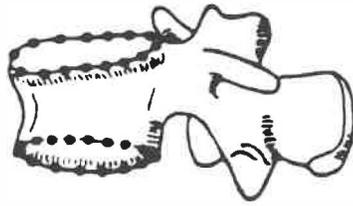


Figure 1.30  
Repères anatomiques utilisés (tirée de Hierholzer et Luxmann, 1982)

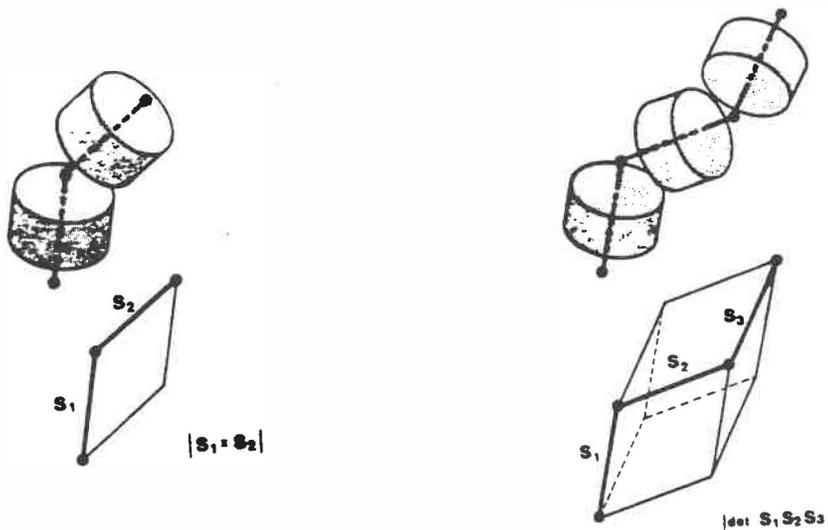


Figure 1.31  
Surface de courbure (a) et volume de torsion (b) (tirée de Hierholzer et Luxmann, 1982)

Cette méthode présente une amélioration des techniques précédentes car plusieurs points sont utilisés pour caractériser la vertèbre. Par contre, la localisation des points situés sur les

contours vertébraux s'est effectuée à l'aide d'un stéréocomparateur. Cet appareil étant très coûteux, il n'est pas toujours possible d'en disposer. L'identification des points sur les contours de plateaux peut s'avérer plus problématique si une table numérisante est utilisée. En effet, il peut être difficile d'identifier les mêmes points sur les deux radiographies. Le choix des centres des plateaux comme seuls repères anatomiques ne permet pas de caractériser la rotation vertébrale.

La représentation de la colonne à l'aide des modèles filaires curvilignes permet de bien caractériser les déformations globales tridimensionnelles de la colonne vertébrale scoliotique comme la courbure, la torsion, etc. Par contre, aucune indication concernant la rotation et les déformations vertébrales n'est disponible. Il est donc essentiel d'utiliser plusieurs points sur la vertèbre, qui soient facilement identifiables sur les deux radiographies de la stéréopaire. Il serait alors possible de représenter la vertèbre comme un volume dans l'espace et ainsi de connaître son orientation spatiale en plus de sa localisation.

### 1.3.2 Les modèles filaires volumiques

Il s'agit en fait de représentations tridimensionnelles de la colonne dont les vertèbres sont modélisées par plusieurs points formant les sommets d'un volume dans l'espace (cube, tétraèdre, etc.). Il est ainsi possible de calculer la position du centroïde de la

vertèbre de même que sa position et son orientation absolue ou relative.

Kratky (1975) présenta une méthode permettant de représenter les déformations scoliotiques en trois dimensions. Il s'agissait d'une technique de stéréoradiographie basée sur le cas convergent avec une base verticale. Deux radiographies PA furent prises avec des angles différents, le tube étant bougé verticalement pour la seconde exposition. Un objet de calibrage, contenant des points de coordonnées connues, fut radiographié en même temps que le patient. Les radiographies furent photoréduites et numérisées à l'aide d'un stéréocomparateur. Les vertèbres furent représentées

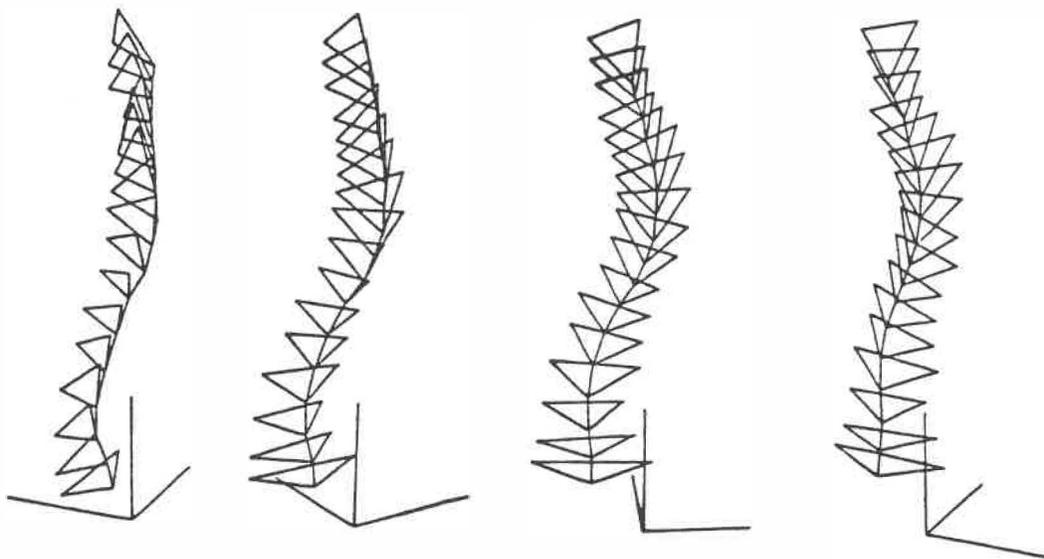


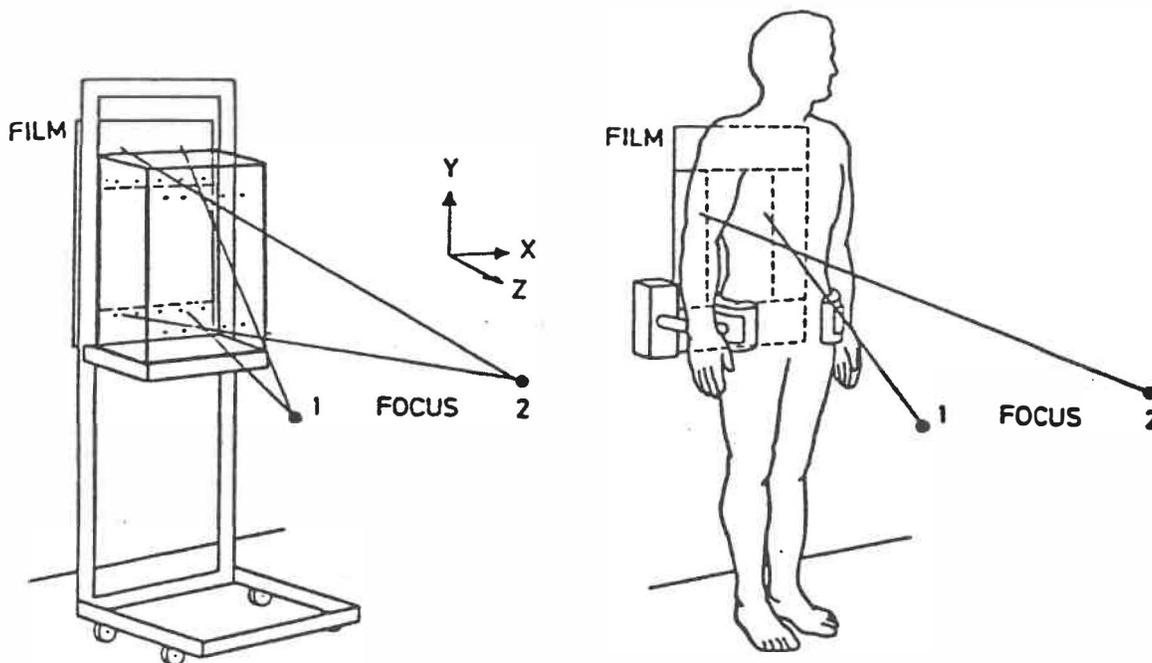
Figure 1.32  
Représentations graphiques de la colonne reconstruite  
(tirée de Kratky, 1975)

par trois points numérisés, soit les extrémités des deux apophyses transverses et l'extrémité de l'apophyse épineuse. La reconstruction tridimensionnelle fut effectuée à l'aide de relations géométriques simples utilisant les coordonnées mesurées et numérisées des points de l'objet de calibrage. En utilisant les trois points situés sur chaque vertèbre, la colonne vertébrale pu être représentée comme une suite de triangles représentant l'orientation et la position des vertèbres (figure 1.32). Grâce à des logiciels de graphisme, il a été possible de visualiser la représentation tridimensionnelle de la colonne vertébrale sous n'importe quel plan dans l'espace.

Cette méthode est intéressante pour une utilisation en milieu clinique car elle ne semble pas être dépendante d'une installation radiographique fixe. De plus, le stéréocomparateur n'est utilisé que pour la numérisation des radiographies. Il serait possible d'utiliser un autre appareil, comme une table numérisante, pour effectuer cette numérisation. Par contre, aucun résultat faisant mention de l'exactitude de la méthode n'est présenté par l'auteur. Pareillement, il n'est pas fait mention de l'angle utilisé pour la prise de la seconde radiographie. Le choix des extrémités des trois apophyses comme repères anatomiques est douteux, car ce sont ces structures vertébrales qui subissent les plus grandes déformations lors de scolioses sévères. Ces repères sont donc moins fiables pour représenter l'orientation des vertèbres scoliotiques. De plus, lors de la photoréduction des radiographies, il est possible que la

lentille de l'appareil photographique utilisé introduise des distorsions dans l'image.

Dans le but de détecter les mouvements entre des vertèbres fusionnées, Olsson et coll. (1976) utilisèrent une méthode basée sur le cas convergent en stéréoradiophotogrammétrie avec une base horizontale, soit deux tubes à rayons X placés à la même hauteur devant le film mais situés à égale distance par rapport à la position centrale. Un objet de calibrage, constitué de billes de tantale de 0.8 mm de diamètre, fut radiographié, les deux sources irradiant le même film. Des plaques de plomb furent posées sur les régions du film contenant les points de calibrage et deux radiographies d'un patient furent également prises sur le même film (figure 1.33).



**Figure 1.33**  
Installation stéréoradiographique  
a) calibrage et b) radiographie du patient  
(tirée de Olsson et coll., 1976)

Lors de l'opération chirurgicale des patients (la fusion des vertèbres), des billes métalliques furent insérées sur les apophyses épineuses, les arches neurales (pédicules) et les apophyses transverses des vertèbres fusionnées. La radiographie fut numérisée et les coordonnées tridimensionnelles des billes reconstruites, permettant de déterminer les mouvements intervertébraux à l'aide des modèles mathématiques de Euler (trois rotations et trois translations sur les axes cartésiens) et de Chasle (une translation et une rotation sur un axe orienté dans l'espace). Les auteurs affirmèrent pouvoir mesurer des déplacements vertébraux inférieurs au millimètre et des angles de rotation vertébrale inférieurs à  $0.3^\circ$ .

Cette méthode est pratique car toutes les informations nécessaires à la reconstruction sont comprises sur une seule radiographie. Cependant, cette technique ne peut pas être utilisée en clinique de scoliose. L'exposition de deux radiographies du tronc au complet sur un même film serait trop confuse pour permettre une bonne interprétation par les cliniciens. De plus, la majorité des salles de radiographie conventionnelles ne possèdent qu'un tube à rayons X. La très grande exactitude de cette méthode provient du fait que les repères anatomiques vertébraux sont marqués avec des billes métalliques insérées lors d'une opération. Cette procédure n'est pas utilisable pour les patients scoliotiques non traités par chirurgie. Les repères anatomiques choisis, à l'exception des arches neurales, étant trop sujet aux déformations vertébrales, cette

méthode ne se prête pas à l'étude de la scoliose. Les auteurs ne décrivent pas leur technique de reconstruction et ne présentent pas de résultats de validation.

Brown et coll., en 1976, présentèrent un système basé sur la radiographie biplanaire. Deux tubes à rayons X, placés perpendiculairement, ont été utilisés pour obtenir des radiographies AP et latérale. Un dispositif, comprenant l'objet de calibrage, permet de soutenir les deux cassettes et de positionner le patient selon les besoins. La reconstruction tridimensionnelle fut effectuée à l'aide de relations géométriques. La méthode est indépendante de la position des sources de rayons X, à la condition qu'elles soient perpendiculaires. Les vertèbres ont été modélisées comme des tétraèdres avec leurs quatre sommets situés aux centres des plateaux vertébraux inférieurs et supérieurs et aux bases des deux pédicules (figure 1.34). Un algorithme (non décrit par les auteurs)

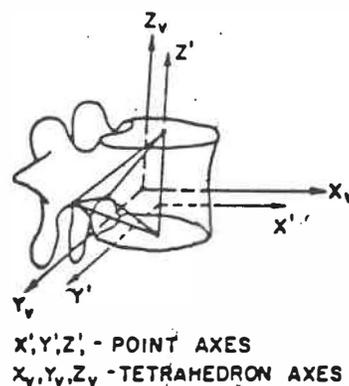


Figure 1.34  
Vertèbre modélisée (tirée de Brown et coll., 1976)

a permis de différencier les deux pédicules dans la vue latérale. La validation de la méthode fut effectuée à l'aide d'un modèle en

acrylique et de billes métalliques. Ceci permet de déterminer des angles de rotation avec une exactitude de  $0.5^\circ$ . La comparaison de l'angle de Cobb mesuré sur des radiographies de patient et calculé avec la méthode donna une différence maximale de  $5^\circ$ .

Il est difficile d'implanter cette méthode en milieu clinique à cause de l'utilisation de deux tubes à rayons X. De plus deux plans radiographiques perpendiculaires demanderaient des déplacements du tube trop importants pour la majorité des salles de radiographie conventionnelles. Les repères anatomiques vertébraux choisis, étant les moins affectés par les déformations scoliotiques, permettent l'utilisation de la méthode pour l'étude de la scoliose.

Hindmarsh et coll. (1980) présentèrent une méthode qu'ils utilisèrent en clinique. Il s'agissait d'une technique de stéréoradiographie ne nécessitant qu'un seul tube déplacé verticalement, sans angulation (cas normal avec base verticale). Un dispositif, incluant l'objet de calibrage, permet de tenir le patient en place et de positionner la cassette et de la déplacer horizontalement. Les deux expositions du patient furent prises sur le même film dont la moitié fut protégée par une plaque de plomb. Les vertèbres furent définies par huit points (figure 1.35): quatre situés sur les extrémités gauches et droites des plateaux supérieur et inférieur (1, 2, 3 et 4), deux situés aux extrémités des apophyses transverses (5 et 6) et deux situés sur les bases des pédicules (5' et 6'). Les deux images angulées furent numérisées à l'aide d'un

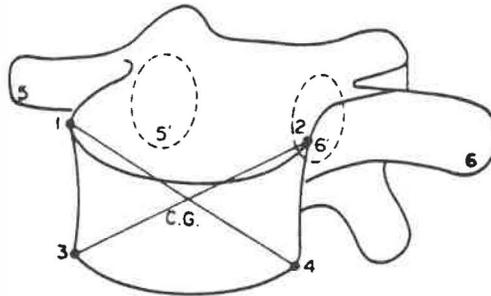
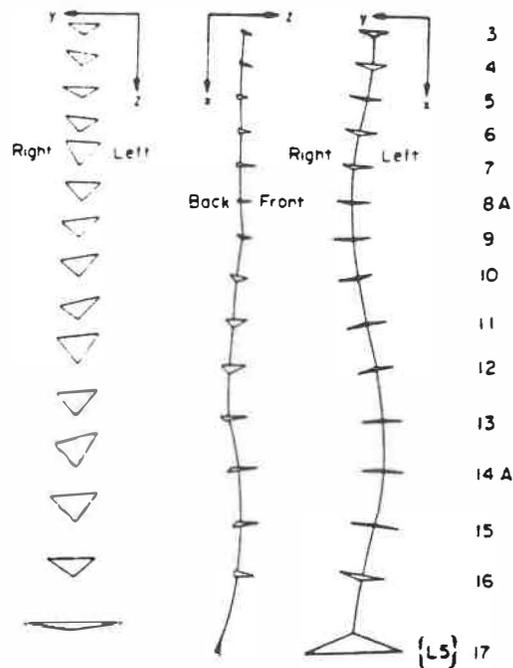


Figure 1.35  
Repères anatomiques vertébraux  
(tirée de Hindmarsh et coll., 1980)

stéréocomparateur. La reconstruction fut effectuée à partir de relations géométriques simples établies pour une configuration spécifique. De façon tridimensionnelle, la vertèbre fut représentée comme un triangle dans l'espace dont les sommets sont: le centre du corps vertébral (déterminé à l'aide des quatre points situés sur les plateaux), les pédicules ou les apophyses, selon la visibilité de ces derniers repères (figure 1.36). La validation de la méthode donna une erreur maximale de 1.0 mm entre les coordonnées mesurées et calculées pour des repères anatomiques identifiés avec des billes métalliques.

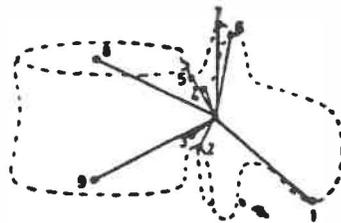


**Figure 1.36**  
Reconstruction tridimensionnelle de la colonne vertébrale  
(tirée de Hindmarsh et coll., 1980)

Puisque le calibrage de cette méthode fut effectué à partir de positions fixées, il est impératif d'utiliser par la suite les mêmes positions lors de l'étude *in vivo*. Toute l'exactitude de la reconstruction dépend de cette condition. Il est ainsi difficile d'utiliser cette méthode dans un environnement clinique conventionnel. Le choix des repères vertébraux est plus adéquat pour une description globale de la colonne vertébrale que pour une étude de déplacements intervertébraux (Hindmarsh et coll., 1980).

En 1980, Stokes et coll. présentèrent une méthode pour l'étude des déplacements intervertébraux au niveau de la colonne lombaire. Il s'agissait également d'une technique biplanaire utilisant deux

tubes à rayons X. Chaque patient fut radiographié selon trois positions: debout droit, en flexion et en extension, donnant six radiographies (trois stéréopaires). Neuf repères anatomiques ont été identifiés sur chaque vertèbre lombaire (figure 1.37): les centres des plateaux vertébraux (8 et 9), les bases et sommets des pédicules (2, 3, 4 et 5), les extrémités des facettes articulaires supérieures (7 et 8) et l'extrémité inférieure de l'apophyse épineuse (1). La reconstruction tridimensionnelle a été effectuée selon la méthode de Brown et coll. (1976). En considérant les vertèbres comme des corps rigides lors des trois mouvements, il a été possible de corriger une partie des erreurs de numérisation. Les mouvements intervertébraux ont été calculés avec trois repères sur les neuf, sans différence significative selon les repères utilisés. En utilisant des repères métalliques pour valider la méthode, des différences maximales de 2.65 mm furent trouvées entre les coordonnées mesurées et calculées.



**Figure 1.37**  
Emplacement des repères anatomiques vertébraux  
(tirée de Stokes et coll., 1980)

L'intérêt de cette méthode provient de l'algorithme de corps rigide utilisé pour réduire les erreurs de numérisation. Ceci ne peut

être utilisé pour l'étude de la scoliose car une seule position du patient radiographié est disponible, plusieurs séries de radiographies de l'ensemble du tronc représenteraient une trop grande irradiation. De plus, l'angulation de 90° entre les plans radiographiques est difficilement praticable en salle de radiographie conventionnelle.

DeSmet et coll. (1980) présentèrent une méthode de reconstruction basée sur la prise de trois radiographies (une AP conventionnelle et deux obliques antérieures prises à 45° à gauche et à droite). Le patient était radiographié en même temps que l'objet de calibrage utilisé par la méthode. Les contours des corps vertébraux thoraciques et lombaires étaient numérisés sur les trois radiographies. La reconstruction tridimensionnelle de la colonne était obtenue par triangulation. La méthode était présentée comme étant exacte à  $\pm 1.0$  mm.

Cette méthode peut difficilement être utilisée en clinique car la prise de trois radiographies représente une trop grande exposition pour le patient. De plus, l'identification du contour des corps vertébraux sur les trois radiographies angulées est très difficile sans stéréocomparateur car le corps vertébral est cylindrique et ne présente pas d'arrêtes facilement identifiables.

Guinand (1982) présenta une méthode de reconstruction simple utilisant des radiographies cliniques conventionnelles AP et

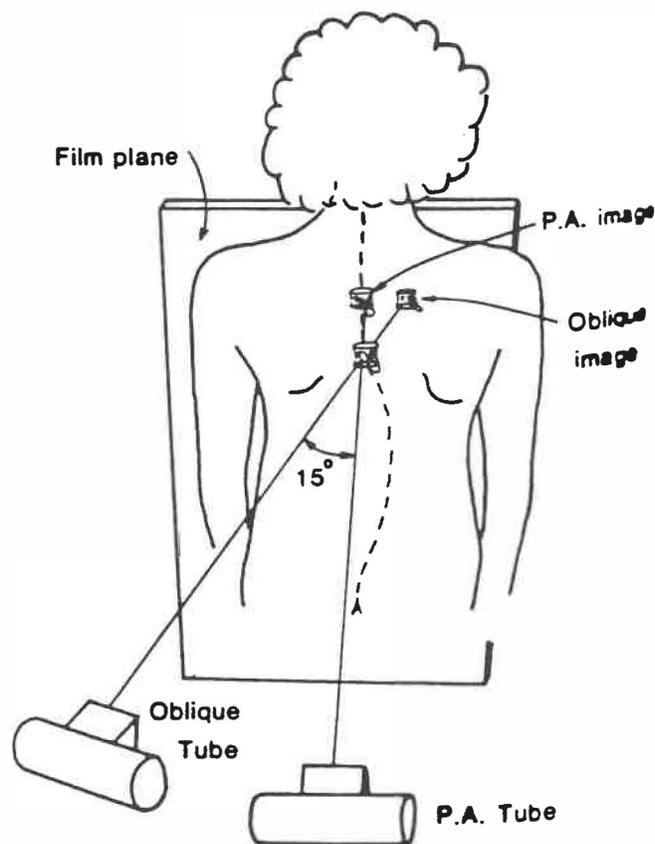
latérales. L'absence de procédure de calibrage obligea l'utilisation de l'hypothèse que les sources de rayons X étaient situées à l'infinie. Bien qu'introduisant des erreurs, cette hypothèse a permis de trouver les positions tridimensionnelles approximatives des repères choisis. Une certaine correction des déformations radiographiques, causées par le grossissement, a été introduite en comparant les dimensions des vertèbres sur les deux radiographies. L'orientation des vertèbres a été déterminée à l'aide d'une méthode semblable à celle de Nash et Moe (1969), basée sur le décalage des pédicules. La validation de la méthode donna une erreur inférieure à 2° sur la mesure de la rotation vertébrale.

A cause de l'hypothèse sur la position des sources, cette méthode ne peut être utilisée pour déterminer des dimensions ou des positions absolues de repères sur les vertèbres. Par contre, il est possible d'obtenir facilement des informations générales sur la géométrie tridimensionnelle de la colonne vertébrale, et ce à partir de radiographies cliniques conventionnelles non normalisées.

Pearcy et coll. (1982) utilisèrent une installation semblable à celle de Stokes et coll. (1980) mais la reconstruction tridimensionnelle fut effectuée à l'aide de la méthode DLT (Marzan, 1976). La validation de la méthode avec des billes métalliques donna une exactitude de reconstruction inférieure au millimètre. Il n'est cependant pas spécifié si les erreurs obtenues sont des

erreurs sur les coordonnées mesurées ou bien les erreurs DLT fournies par l'algorithme (Marzan, 1976).

Stokes et coll. (1986 et 1987) utilisèrent une méthode stéréoradiographique pour l'étude de la colonne vertébrale



**Figure 1.38**  
Schéma de l'installation radiographique utilisée  
(tirée de Stokes et coll., 1986)

scoliotique. Une technique radiographique spéciale fut utilisée pour minimiser la dose de radiations sur le patient. Elle consiste à radiographier à une distance focale de 4 m (au lieu du 1.8 m conventionnel) et de réduire l'ouverture du colimateur au minimum,

afin d'exposer uniquement la colonne vertébrale. Ceci a permis d'éviter l'utilisation du grillage antidiffusion et ainsi de diminuer la dose de rayons X. De plus, afin de réduire la quantité de radiations sur la poitrine, les patients sont radiographiés en position PA et non AP. Comme illustré à la figure 1.38, les deux radiographies sont prises dans le plan PA, la première à 0° et la seconde obliquement à 15°. Les vertèbres sont représentées par six repères, les centres des plateaux et les sommets et bases des pédicules (figure 1.39). La méthode du DLT est utilisée pour la reconstruction tridimensionnelle.

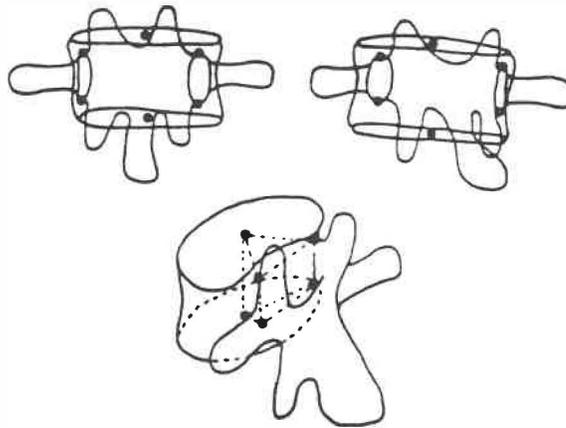


Figure 1.39  
Vertèbre schématisée: emplacement des repères anatomiques utilisés  
(tirée de Stokes et coll., 1987)

Malgré l'avantage de réduire la dose de radiations pour le patient, cette technique peut difficilement être utilisée en salle conventionnelle à cause de la grande distance focale utilisée. De plus la majorité des cassettes contiennent le grillage antidiffusion

et il ne peut être enlevé. Il est, de plus, impossible d'utiliser cette technique pour la reconstruction de la cage thoracique, l'ouverture du colimateur étant trop réduite. Aucun résultat de validation n'est présenté par les auteurs.

Dansereau (1987) effectua la reconstruction de la cage thoracique au moyen de deux radiographies prises selon l'orientation PA ( $0^\circ$  et  $20^\circ$ ). Le choix de ces angulations n'a pas fait l'objet d'étude mais fut imposé par les dimensions de la salle d'expérimentation. La nécessité de voir les deux côtés de la cage thoracique sur les radiographies imposa la prise de radiographies dans le plan PA. La reconstruction de la colonne vertébrale selon cette méthode n'a pas fait l'objet d'une étude de validation.

Plamondon (1989) effectua la validation de la méthode de reconstruction DLT utilisée pour l'étude des déplacements vertébraux de la colonne lombaire. Il étudia plusieurs cas d'installations stéréoradiographiques biplanaires convergentes et n'a pas trouvé de différences significatives quant à l'exactitude de la reconstruction pour les différents cas. Pareillement, il a constaté que l'utilisation d'un nombre différent de points de calibrage ne change pas, de façon significative, l'exactitude de la reconstruction. Il proposa également une modification de l'algorithme de corps rigides de Stokes et coll. (1980). Il s'agissait d'une optimisation, par la technique des moindres carrés, de la méthode des angles d'Euler. Il a ainsi calculé des déplacements

vertébraux avec une exactitude inférieure au millimètre pour la translation et de l'ordre du degré pour la rotation. Sa technique d'optimisation demande cependant la prise de deux stéréopaires, une en position debout droite et une seconde dans une position auxiliaire, flexion, extension, flexion latérale, etc., imposant quatre radiographies au patient.

Il semble, selon cette étude, que la technique du DLT soit assez flexible et exacte pour une utilisation clinique. Par contre, la méthode présentée serait difficilement applicable pour l'étude clinique de la scoliose. En effet, l'utilisation de l'algorithme de corps rigides demande un nombre trop important de radiographies pour le patient, l'exposition se faisant pour l'ensemble du tronc et non au niveau lombaire seulement. De plus, l'utilisation d'une installation biplanaire demande une installation trop encombrante pour l'environnement clinique (deux supports à cassettes) ou bien des manipulations plus complexes que dans le cas d'une installation convergente (les cassettes doivent être transportées d'une position à l'autre et non seulement glissées).

### 1.3.3 Discussion

La revue des principales méthodes de représentation tridimensionnelles de la colonne vertébrale a permis de constater la grande diversité des techniques disponibles. La majorité de ces méthodes a été mise au point afin de résoudre un problème précis et

il n'existe pas comme tel de techniques facilement utilisables en clinique pour l'étude détaillée de la scoliose.

Ainsi, les modèles filaires curvilignes sont faciles et rapides d'utilisation mais ne permettent que de caractériser l'allure de la courbe tridimensionnelle représentant la colonne sans donner d'information quant à l'orientation et la rotation vertébrale. De plus, ces modèles ne représentant les vertèbres que par un seul point sont relativement sensibles aux erreurs d'identification du centroïde vertébral sur les deux radiographies.

Les méthodes filaires volumiques possèdent l'avantage de représenter les vertèbres avec plusieurs points. Il est ainsi possible de calculer la position de son centroïde dans l'espace de même que son orientation. Ces méthodes sont également sensibles aux erreurs d'identification sur les repères vertébraux mais plus le nombre de points par vertèbre est grand, moins les erreurs seront appréciables. Ces méthodes semblent, selon leurs auteurs, plus exactes que les techniques filaires curvilignes. Par contre, elles demandent plus de temps lors de la numérisation des radiographies et des temps de calcul plus longs afin d'effectuer la reconstruction tridimensionnelle de l'ensemble des points.

Presque chaque méthode nécessite une installation radiographique différente. En effet, certains auteurs utilisèrent deux tubes à rayons X (Brown et coll., 1976; Stokes et coll., 1980)

et d'autres seulement un (Olsson et coll., 1976; Hindmarsh, 1980). Il n'y a pas non plus d'unanimité concernant les plans radiographiques utilisés (Plamondon, 1989). Selon l'instrumentation disponible et la nature du projet de recherche, les différents auteurs utilisèrent des plans radiographiques orthogonaux (Brown et coll., 1976; Stokes et coll., 1980) ou bien des plans PA angulés verticalement ou horizontalement (Kratky, 1975; Olsson et coll., 1976; Hindmarsh, 1980). Une technique utilisa même trois plans radiographiques (DeSmet et coll., 1983).

Pareillement, les reconstructions tridimensionnelles ont été effectuées avec plusieurs méthodes dont la majorité furent développées autour de relations géométriques élaborées pour l'installation spécifique utilisée (Kratky, 1975; Brown et coll., 1976; Hindmarsh et coll., 1980). A partir du début des années '80, il semble que la méthode du DLT fut de plus en plus utilisée comme méthode de reconstruction (Percy et coll., 1982; Stokes et coll., 1985; Dansereau, 1987; Plamondon, 1989).

Le choix des repères anatomiques utilisés pour la reconstruction ne fait pas non plus l'unanimité. Il semble y avoir un consensus concernant les repères situés sur les pédicules et les centres des plateaux vertébraux bien que, selon les auteurs, la facilité à identifier correctement ces repères diffère sensiblement (Brown et coll., 1976; Rab et Chao, 1977; Stokes et coll., 1980). Par contre, lors de l'étude de la colonne lombaire, les facettes

articulaires semblent être des repères fiables (Rab et Chao, 1977; Stokes et coll., 1980) tandis que lors d'études concernant la scoliose, les apophyses semblent être préférées (Kratky, 1975; Hindmarsh et coll., 1980). Le choix des repères anatomiques vertébraux dépend également de l'instrumentation utilisée pour la numérisation des radiographies. Ainsi, un stéréocomparateur permettra plus aisément l'identification de points situés sur des contours (Hindmarsh et coll., 1980) qu'une tablette graphique.

La validation des différentes méthodes, lorsqu'elle eu lieu, a été effectuée en comparant les coordonnées reconstruites et mesurées de billes métalliques. Ceci permet de connaître l'exactitude de la méthode de reconstruction pour un ou plusieurs points facilement identifiables. La majorité des méthodes semble être exactes à  $\pm 2.0$  mm sur la position relative des billes. Aucun résultat de validation sur la reconstruction des repères anatomiques n'est présenté; or, il est beaucoup plus difficile d'identifier, par exemple, l'extrémité d'une apophyse qu'une bille métallique.

Il est possible, selon la loi de la propagation des erreurs, d'estimer l'erreur de la reconstruction tridimensionnelle des repères anatomiques comme étant l'écart associé aux coordonnées reconstruites (Hallert, 1970). L'algorithme du DLT est la seule méthode de reconstruction documentée à fournir cette estimation de l'erreur de reconstruction (erreur DLT: Marzan, 1976). Bien que

l'exactitude de cette estimation fut démontrée par Marzan (1976), aucune étude de corrélation entre l'erreur DLT et l'erreur sur les coordonnées reconstruites n'a été publiée jusqu'à maintenant. Dansereau (1987) effectua une étude de l'influence de l'erreur de numérisation sur l'erreur DLT et sur l'erreur des coordonnées reconstruites. Il simula des déplacements horizontaux et verticaux sur les coordonnées numérisées d'un point et compara les coordonnées reconstruites et les erreurs DLT avec les valeurs calculées pour ce point, avant l'imposition des déplacements. Il démontra que dans le cas convergent d'une installation radiographique avec base verticale, l'erreur DLT n'est influencée, pratiquement, que par les erreurs de numérisation horizontales et que l'erreur sur les coordonnées reconstruites n'est affectée que légèrement par les déplacements horizontaux et principalement par les déplacements verticaux. L'étude de Dansereau (1987) ne porta que sur un seul point. Il ne semble pas possible de corréler l'erreur DLT et l'erreur sur les coordonnées reconstruites, sur l'ensemble du volume de calibrage, à partir de cette étude. Plamondon (1989) utilisa ce concept de déplacements de points numérisés afin de diminuer l'erreur sur les coordonnées numérisées. Ainsi, lorsque l'erreur DLT semblait trop élevée ponctuellement, le point fautif était renumérisé sur les deux radiographies de la stéréopaire jusqu'à ce que l'erreur DLT redevienne acceptable. Dans le but de minimiser le travail de numérisation, il serait possible d'automatiser cette procédure au moyen d'un algorithme itératif.

# CHAPITRE II

## MATÉRIEL ET MÉTHODE

Ce chapitre présente, de façon exhaustive, la méthodologie de ce projet de recherche. Dans un premier temps, les objectifs du projet sont présentés, de même que les hypothèses de travail inhérentes à ceux-ci. Les restrictions imposées au projet sont ensuite introduites. Par la suite, l'instrumentation fabriquée spécifiquement pour cette étude est décrite. Les diverses manipulations sont également décrites et, finalement, les différentes étapes envisagées pour l'analyse des résultats sont présentées.

### 2.1 OBJECTIFS DU PROJET

La présente étude comporte quatre objectifs, un principal et trois secondaires, qui sont les suivants:

- 1 - déterminer les plans radiographiques et les repères anatomiques vertébraux donnant la plus grande exactitude lors de la reconstruction tridimensionnelle de la colonne vertébrale scoliotique. En tenant compte de la littérature et des besoins cliniques, une exactitude de l'ordre du millimètre sur les coordonnées reconstruites des repères vertébraux serait jugée acceptable;

- 2 - déterminer l'influence de la position des sources de rayons-X sur l'identification visuelle des repères anatomiques vertébraux;
- 3 - valider la méthode de reconstruction à l'aide de points (situés sur l'objet de calibrage) dont les coordonnées tridimensionnelles sont connues. Il est ainsi possible de déterminer l'influence du nombre de points de calibrage et de leur répartition sur l'exactitude de la reconstruction;
- 4 - évaluer le comportement de la méthode de reconstruction en simulant des erreurs de numérisation sur des points de l'objet de calibrage.

Le premier objectif de ce projet de recherche est de déterminer les plans radiographiques et les repères anatomiques vertébraux donnant la plus grande exactitude lors de la reconstruction tridimensionnelle de la colonne vertébrale scoliothique.

Il est ressorti de la section 1.2.2.1 que l'exactitude des techniques de reconstruction augmente avec l'augmentation de l'angle entre les plans radiographiques. La figure 2.1 illustre de façon schématique ce phénomène.

Si l'on suppose une incertitude  $\Delta X_i$  sur l'identification d'un point sur les deux radiographies, les répercussions ( $\Delta Z$ ) de cette

incertitude sur la coordonnée Z reconstruite sont moins importantes si l'angle entre les plans radiographiques est grand.

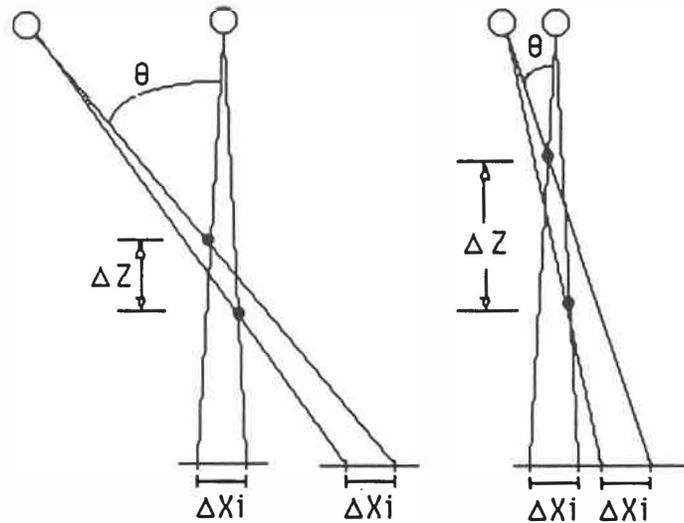


Figure 2.1  
Influence de l'angle des plans radiographiques  
sur l'erreur de la coordonnée de profondeur

Dans le but de réduire l'erreur sur les coordonnées reconstruites, il est important de minimiser les incertitudes ( $\Delta X_i$ ) sur l'identification des points sur les radiographies. A l'inverse de l'erreur de reconstruction  $\Delta Z$ , l'incertitude  $\Delta X_i$  augmente avec l'angle entre les plans radiographiques. Ceci est illustré à la figure 2.2a et 2.2b, où deux vertèbres adjacentes sont schématisées par des cylindres.

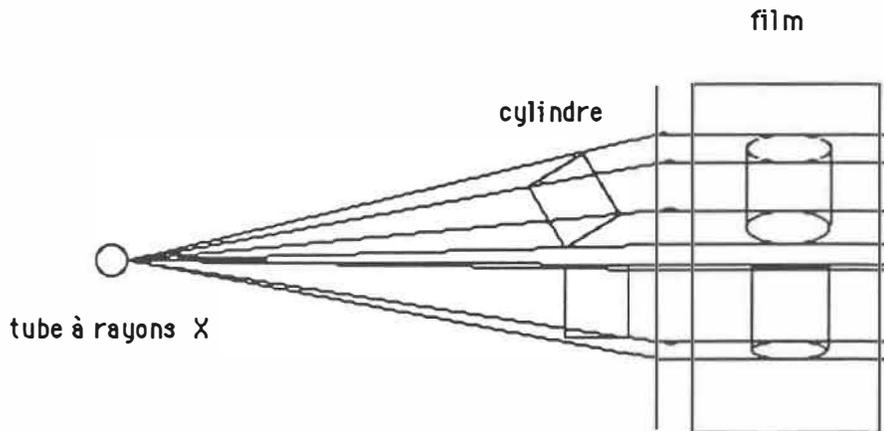


Figure 2.2 a  
Influence de l'angle des plans radiographiques sur la visibilité des cylindres

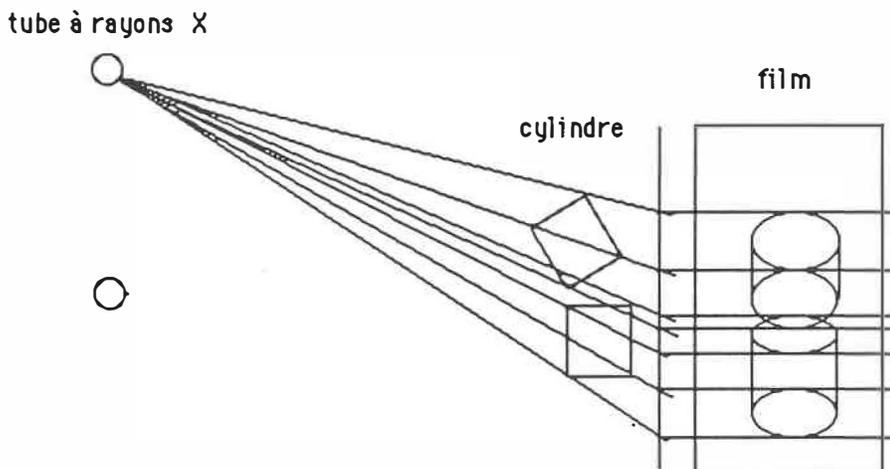


Figure 2.2 b  
Influence de l'angle des plans radiographiques sur la visibilité des cylindres

Ainsi, plus l'angle entre les plans augmente, plus les images radiographiques de l'objet diffèrent. On observe une distorsion dans les formes et certaines structures se chevauchent rendant l'interprétation difficile. Par exemple, comme c'est le cas des plateaux vertébraux des vertèbres thoraciques supérieures. Contrairement à la représentation schématique, les vertèbres ne sont pas perçues uniquement comme des contours, mais comme un ensemble d'ombres et de contrastes. Le chevauchement observé sur

la figure 2.2b rend ainsi l'identification des structures vertébrales très difficile. Il est ainsi possible de faire des erreurs importantes sur la localisation d'un repère anatomique vertébral. Ainsi, le choix des repères doit être effectué dans cette optique. Les repères retenus se présenteront alors comme le sommet d'arrêtes vives ou des aspérités ou bien comme un point facilement identifiable. La figure 2.3 a et b illustre ce concept, où la vertèbre est schématisée par un cercle représentant le corps vertébral et les apophyses par un triangle.

La figure 2.3 montre que les repères situés sur les sommets du triangle ou au centre du cercle sont moins sujets à une erreur d'identification lors du déplacement de la source de rayons X. En effet, il est difficile d'identifier correctement le même point sur les deux vues angulées d'une surface arrondie.

Ainsi, le problème en reconstruction tridimensionnelle est de localiser sur deux radiographies différentes les mêmes points ou repères. Or, il est possible de supposer que la facilité à identifier les mêmes points diminue avec l'angle entre les plans. A l'inverse, l'exactitude de la reconstruction augmente avec cette angulation. Selon Marzan (1976), la configuration optimale, du moins en ce qui concerne l'exactitude de la reconstruction, est atteinte lorsque les plans radiographiques sont perpendiculaires entre eux. La figure 1 illustre de façon schématique cette problématique. Il est à noter que les courbes présentées sont purement hypothétiques et ne

doivent pas être considérées comme représentant la réalité. Il s'agit donc de trouver la région, près du point d'intersection entre ces deux courbes, donnant la reconstruction tridimensionnelle la plus exacte.

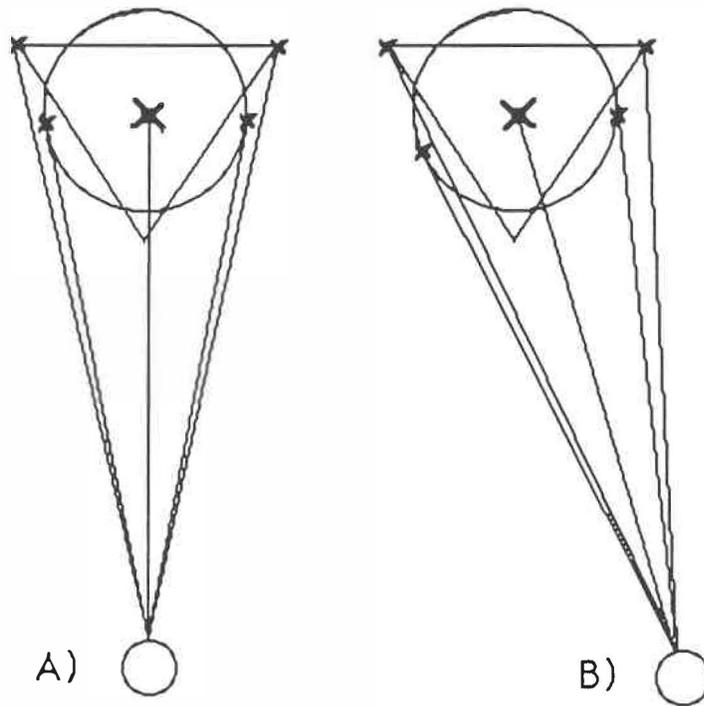


Figure 2.3  
Localisation de différentes structures  
selon l'angle de la source de rayons X

Le second objectif de ce projet est d'étudier l'influence de la position de la source de rayons X sur la visibilité des repères vertébraux. Ceci permettra de déterminer les niveaux vertébraux et les repères qui sont les plus affectés par un déplacement du tube.

Puisque l'exactitude de la méthode de reconstruction dépend de l'étape de calibrage, le troisième objectif de ce projet est d'étudier différentes configurations de l'objet de calibrage. En comparant les coordonnées reconstruites et connues de points situés sur l'objet, il est possible de vérifier, sur l'exactitude de la reconstruction, l'influence du nombre de points de calibrage et de leur répartition. Ceci permettra de valider la méthode.

Le quatrième objectif de ce projet est d'étudier l'influence des erreurs de numérisation sur l'exactitude de la reconstruction. En effet, la principale cause d'inexactitude lors de la reconstruction est la difficulté à bien identifier les mêmes repères anatomiques sur les deux radiographies de la stéréopaire. Ceci doit permettre, éventuellement, de corriger ces erreurs de numérisation.

## 2.2 RESTRICTIONS

Le but de ce projet est de déterminer les plans radiographiques et les repères anatomiques vertébraux donnant la reconstruction tridimensionnelle de la colonne vertébrale la plus fiable. Puisque les résultats de ce projet devaient servir à la fabrication d'une installation clinique, les restrictions suivantes étaient imposées:

- 1 - la vue postéro-antérieure a été conservée afin de permettre des examens conventionnels de patients scoliotiques;

- 2 - un seul tube à rayons X est disponible dans la salle d'examen conventionnelle;
- 3 - le grillage antidiffusion, incorporé à la cassette contenant les films, étant vertical, il n'était pas possible de prendre des radiographies en positions obliques;
- 4 - la reconstruction tridimensionnelle de la cage thoracique, selon la méthode de Dansereau (1987) étant envisagée, un déplacement vertical de la source de rayons X était ainsi imposé;
- 5 - le grillage antidiffusion impose une distance focale (distance entre le foyer de la source et la cassette) de 183 cm (72 pouces).

L'environnement clinique demande une méthode de reconstruction tridimensionnelle très flexible qui n'est dépendante ni d'une installation stéréoradiographique particulière, ni de l'expertise du personnel effectuant les examens. Ces contraintes ont motivé le choix de la technique de reconstruction tridimensionnelle DLT (Marzan, 1976), décrite à la section 1.2.2.3.

### 2.3 MATÉRIEL

La grande majorité du matériel nécessaire au projet était existante, que ce soit l'installation radiographique aussi bien que l'appareillage utilisé pour la numérisation des radiographies. L'algorithme de reconstruction tridimensionnelle DLT était disponible sous la forme d'un programme FORTRAN, tiré de Marzan (1976).

Il fut cependant nécessaire de fabriquer l'objet de calibrage, utilisé par la méthode de reconstruction de même qu'un dispositif permettant de positionner la cassette et de la bouger selon les besoins. Différents programmes ont été écrits, en langage FORTRAN, afin de transformer les fichiers d'images numérisées en format compatible avec le programme DLT. D'autres programmes furent également écrits afin de rendre les données reconstruites compatibles avec d'autres logiciels, afin d'effectuer certaines analyses statistiques des résultats et d'obtenir une représentation graphique de la colonne reconstruite.

### 2.3.1 Objet de calibrage

L'objet de calibrage, dont les dimensions sont connues avec précision, a été utilisé dans le but de calibrer et de valider la méthode de reconstruction. Il a été conçu en tenant compte des critères de design suivants:

- 1 - être transparent aux rayons X, sauf en des points précis, soit les points de calibrage;
- 2 - être assez volumineux afin d'englober l'espace occupé par un tronc humain (colonne vertébrale thoracique et lombaire et la cage thoracique), soit environ 610 mm x 304 mm x 304 mm (24" x 12" x 12") pour la hauteur, la largeur et la profondeur respectivement;
- 3 - posséder un nombre de points de calibrage assez grand pour bien couvrir le volume occupé par le spécimen à reconstruire (colonne vertébrale) et permettre une certaine flexibilité à la méthode. Pour des fins de validation, l'objet devait posséder également des points de contrôle à l'intérieur du volume de calibrage;

- 4 - l'ensemble des points de contrôle devait être visible sur un film radiographique de dimensions 356 mm x 914 mm (14" x 36");
- 5 - les coordonnées tridimensionnelles des points de calibrage devaient être mesurables facilement à l'aide de techniques métrologiques conventionnelles;
- 6 - la prise simultanée de radiographies de l'objet et d'un spécimen devait être possible, les points situés à l'intérieur du volume pouvant être remplacés par ce spécimen;
- 7 - l'objet devait être rigide afin d'éviter des déformations durant son transport.

Idéalement, l'objet de calibrage ne devait être perçu, sur les radiographies, que comme un ensemble de points contrastants par rapport au reste de l'image. Ces points devaient être les plus petits possibles afin de minimiser l'interférence avec le sujet étudié et de minimiser l'erreur sur leur localisation. La structure soutenant ces points ne devait pas interférer avec le sujet radiographié.

L'objet, fabriqué pour cette étude et illustré à la figure 2.4, est principalement constitué de 3 plaques d'acrylique parallèles et équidistantes. Les points de calibrage sont constitués par 63 petites billes métalliques réparties sur les 3 plaques. La plaque centrale est amovible, ce qui permet de la remplacer par le spécimen devant faire l'objet de cette étude. Il est ainsi possible de radiographier simultanément l'objet et le mannequin, réduisant ainsi le nombre de manipulations et de films radiographiques

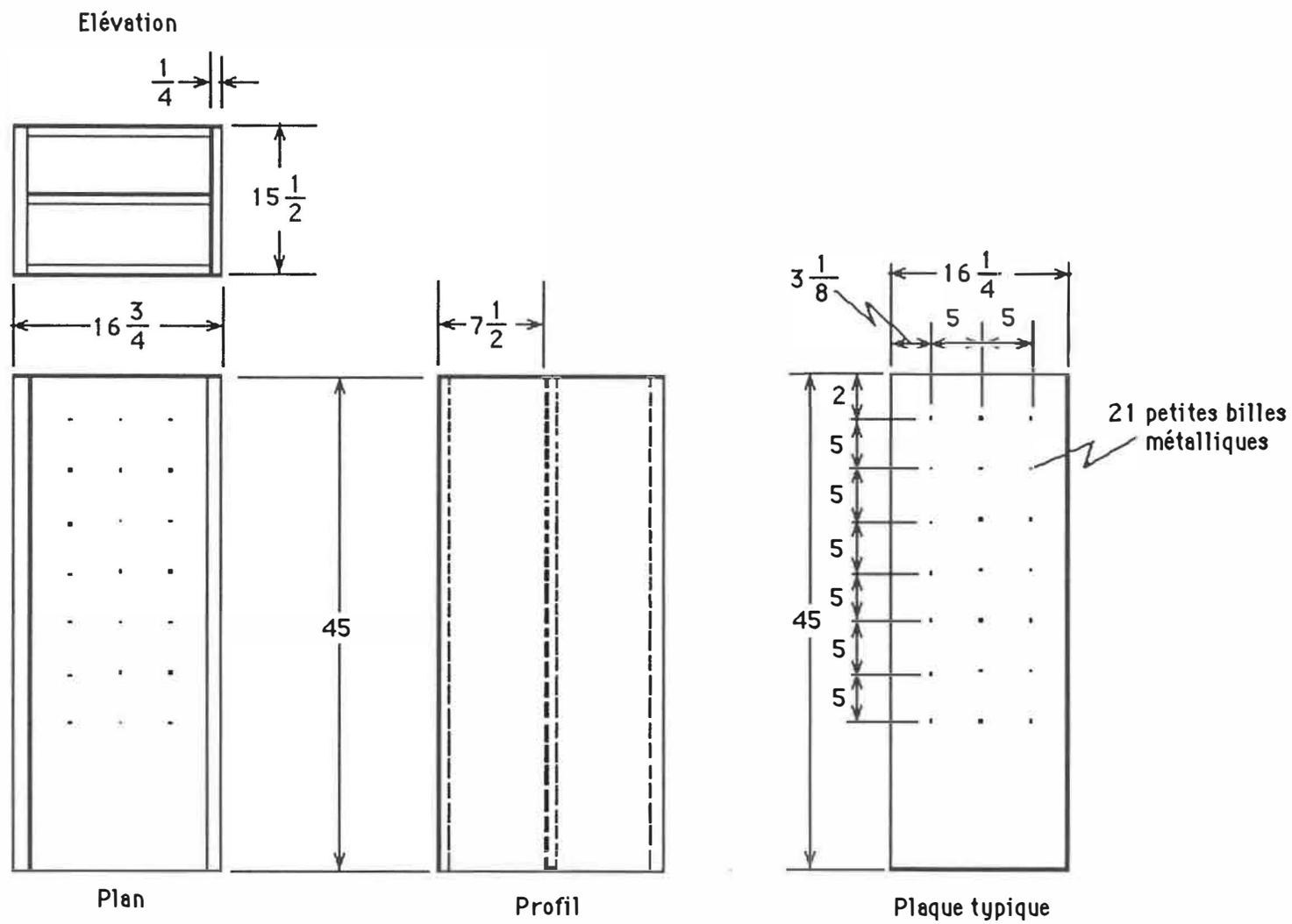


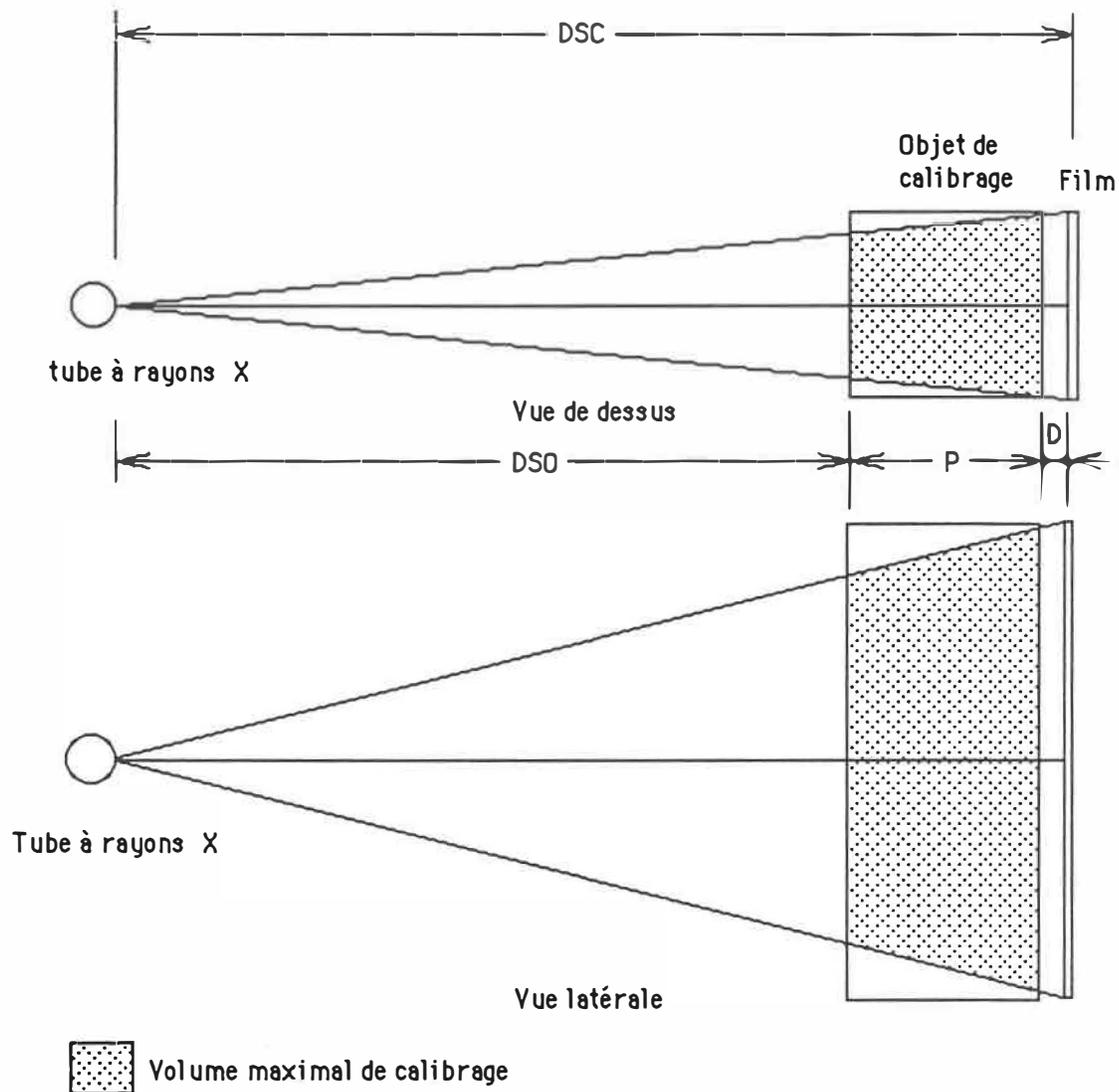
figure 2.4: plans de l'objet de calibrage. Toutes les dimensions sont en pouces

nécessaires à l'expérimentation. L'acrylique est pratiquement transparent aux rayons X et ne cause pas d'interférence sur les radiographies. Les dimensions extérieures de l'objet de calibrage ont été déterminées arbitrairement afin de permettre l'insertion et le support du spécimen lors de l'expérimentation. Seule la dimension de profondeur était sujette à une restriction. En effet, à cause de la convergence des rayons X vers la source, une trop grande profondeur de l'objet aurait donné une largeur utilisable très petite sur la plaque avant (figure 2.5). Les dimensions hors tout de l'objet sont de 1143 mm x 419 mm x 381 mm (45" x 16.5" x 15") pour la hauteur, la largeur et la profondeur respectivement. L'épaisseur des plaques est de 6.5 mm (0.25"), ce qui assure une rigidité suffisante pour les besoins de cette étude.

Idéalement, l'ensemble des points de calibrage devait couvrir le volume occupé par un tronc humain. A l'aide de relations géométriques simples (figure 2.5), le volume maximal fut déterminé, en tenant compte de la distance focale de 1829 mm (72"), de la profondeur de l'objet (381 mm ou 15") et de sa distance par rapport à la cassette (25.4 mm ou 1"). En se référant à la figure 2.5 et à la loi des triangles semblables, nous avons:

$$\text{largeur utile} = \frac{\text{Largeur de la cassette}}{\text{DSC}} \times (\text{DSC} - \text{profondeur de l'objet} - D) \quad (2.1)$$

$$\text{hauteur utile} = \frac{\text{hauteur de la cassette}}{\text{DSC}} \times (\text{DSC} - \text{profondeur de l'objet} - D) \quad (2.2)$$



- DSC: Distance de la Source à la Cassette  
 DSO: Distance de la source à l'Objet  
 P: Profondeur de l'objet  
 D: Distance de l'objet à la cassette

Figure 2.5  
 Détermination du volume de calibrage

En substituant les valeurs numériques dans les équations (2.1) et (2.2) nous obtenons:

$$L = \frac{14''}{72''} \times (72'' - 15'' - 1'') = 10.9'' = 277 \text{ mm} \quad (2.1)$$

$$h = \frac{36''}{72''} \times (72'' - 15'' - 1'') = 28'' = 711 \text{ mm} \quad (2.2)$$

En incluant une légère marge de sécurité, afin de permettre une certaine marge de manoeuvre lors du positionnement de l'appareil durant l'expérimentation, le volume de calibrage devient: 635 mm x 254 mm x 381 mm (25" x 10" x 15") pour la hauteur, la largeur et la profondeur respectivement. Pour les dimensions de hauteur et de largeur, il était possible de placer des points de calibrage espacés de 127 mm (5"), ce qui donne 6 rangées de 3 points chacune pour un total de 18 points par plaque. Afin d'assurer une certaine flexibilité à l'instrumentation lors de l'expérimentation, une septième rangée de billes fut ajoutée. Ceci donna une plus grande marge de manoeuvre lors du positionnement de la cassette et de la source de rayons X.

Les points de calibrage étaient représentés par 63 petites billes métalliques de 0.7 mm de diamètre, apparaissant comme des points très petits sur les radiographies. Il était à craindre qu'un diamètre plus grand introduirait des erreurs d'identification sur les radiographies et diminuerait l'exactitude de la reconstruction.

Pareillement, des billes trop grosses pourrait masquer certains repères anatomiques. Un diamètre plus petit que celui choisi engendrerait des difficultés considérables lors de la mesure des coordonnées et lors de la numérisation des billes.

Les coordonnées  $x$ ,  $y$ , et  $z$  de chacune des billes ont été mesurées en atelier de métrologie. Le système de coordonnées utilisé pour ces mesures était situé au coin supérieur gauche de la plaque arrière de l'objet de calibrage (figure 2.6). Les coordonnées  $X$ ,  $Y$  et  $Z$  des billes furent mesurées à l'aide d'un vernier vertical dont la référence était la surface horizontale de la table de marbre (figure 2.7). Cette localisation de l'origine sur l'objet de calibrage était la plus pratique.

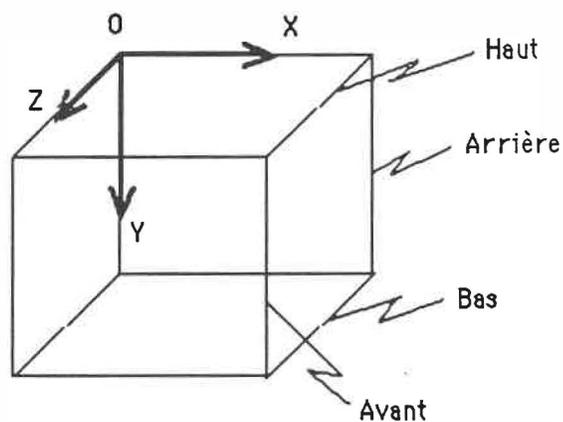


Figure 2.6  
Localisation du système d'axes de  
l'objet de calibrage

Les deux dernières rangées de billes sur chaque plaque étant hors de la portée du vernier, il fut nécessaire d'utiliser un socle pour hausser ce dernier. Le vernier fut également utilisé pour

mesurer l'épaisseur des plaques. La profondeur des billes sur les plaques fut obtenue à l'aide d'un comparateur à levier.

L'erreur de mesure maximale sur chaque coordonnée est de 0.38 mm, 0.41 mm et 0.53 mm pour les coordonnées x, y et z respectivement. L'annexe B donne les détails de calcul de ces erreurs.

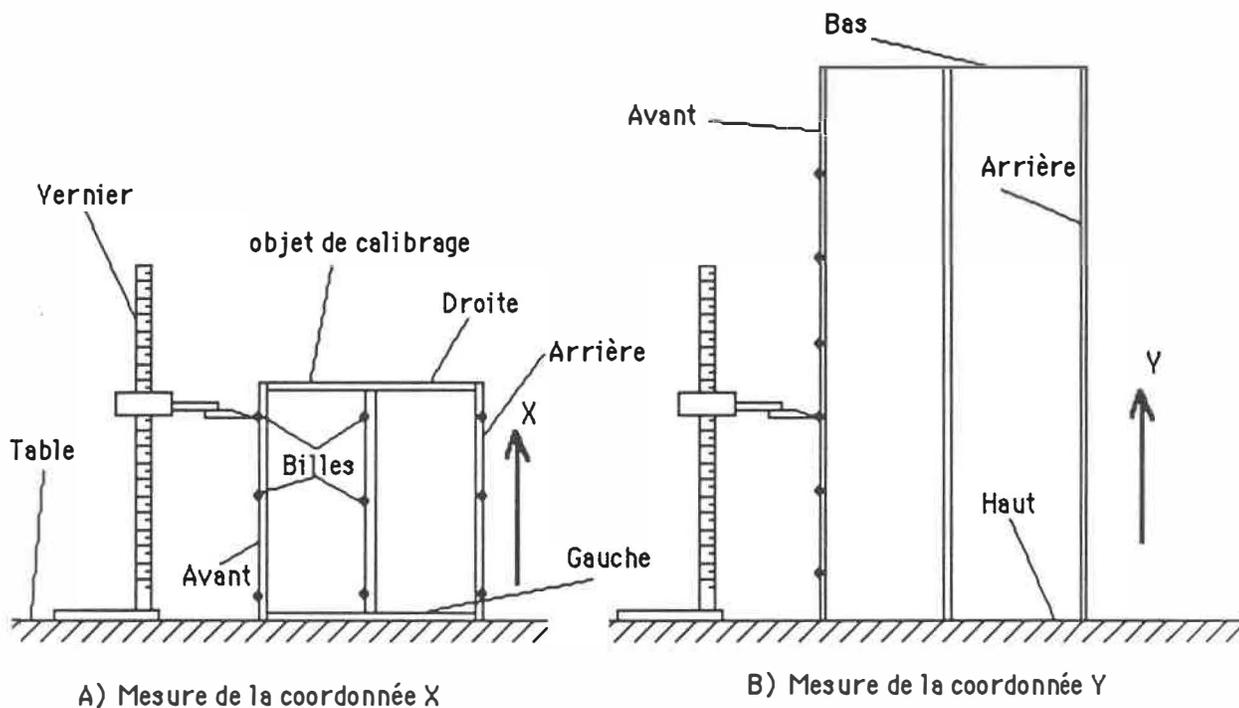


Figure 2.7  
Mesure des coordonnées des billes de l'objet de calibrage

Les coordonnées furent mesurées trois fois de façon indépendante. Les mesures, toutes obtenues en unités anglaises, furent entrées sur un ordinateur Vax. Un programme de traitement effectua la conversion des mesures en unités internationales et calcula la valeur moyenne pour chaque coordonnée de chaque bille.

Finalement, ce programme créa un fichier, contenant les coordonnées mesurées de l'objet de calibrage, compatible avec le format d'entrée du programme DLT. Afin de faciliter l'interprétation des résultats des reconstructions, l'origine du système d'axes des coordonnées a été déplacé sur le point milieu de la plaque arrière de l'objet de calibrage.

### 2.3.2 Dispositif de support de cassettes

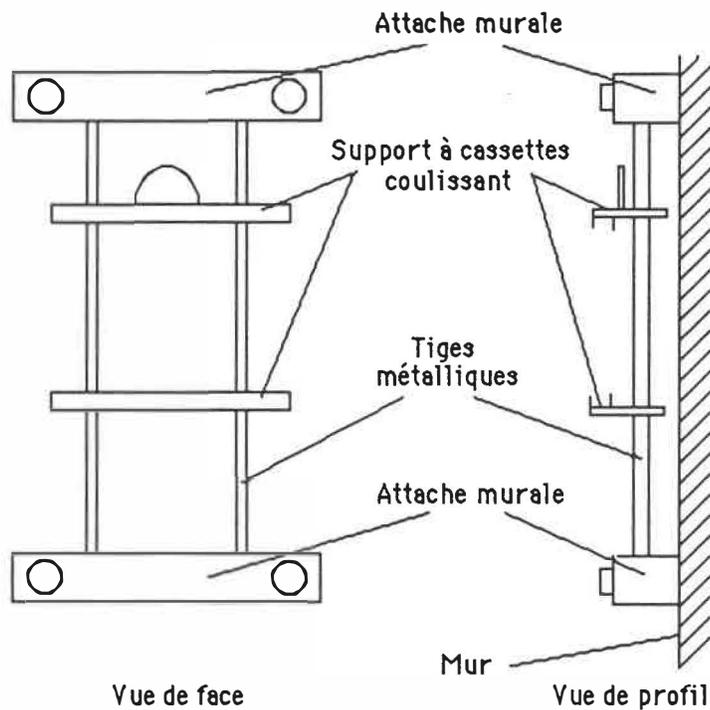


Figure 2.8  
Support de cassettes: installation existante

L'instrumentation utilisée en salle de radiographie était déjà existante mais le dispositif de positionnement des cassettes ne permettait pas de déplacements verticaux suffisants. Ceci sera

expliqué à la section 2.4.1. Ainsi, un dispositif spécial fut fabriqué (figures 2.8 et 2.9). Il s'agissait essentiellement d'un support coulissant s'attachant à l'installation existante mais de façon temporaire. Il était ainsi possible de baisser ou de monter la cassette selon les mouvements du tube à rayons X, permettant de conserver la visibilité de la majorité des points de calibrage sur le film radiographique.

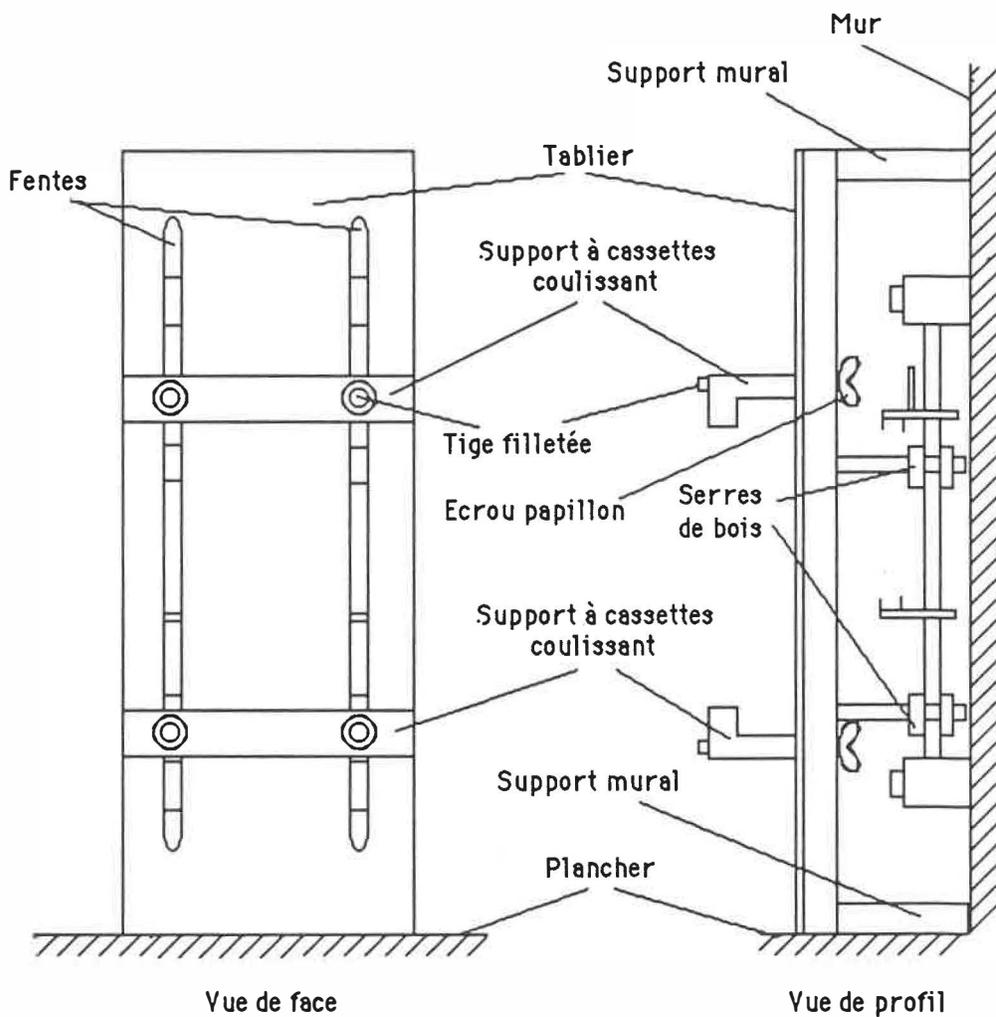


Figure 2.9  
Support de cassettes: dispositif fabriqué pour le projet

## 2.4 MÉTHODOLOGIE

Les sections suivantes décrivent la procédure expérimentale ainsi que les différents moyens utilisés pour l'analyse des résultats.

### 2.4.1 Expérimentation en salle de radiographie

La partie expérimentale consistait à prendre des radiographies en modifiant la position et l'angulation du tube à rayons X. Deux séries de radiographies furent prises de la même façon: une première radiographie à 0° fut prise avec le tube à rayons X pointé sur le centre de l'objet de calibrage. Toujours en pointant le centre de l'objet, l'orientation du tube fut modifiée pour des angles de 5° à 30° avec un incrément de 5°, donnant sept radiographies. Chacune des 6 radiographies angulées (de 5° à 30°) a été jumelée à la radiographie 0° pour former six stéréopaires qui furent utilisées pour effectuer les reconstructions. La hauteur de la salle fut le facteur limitant l'angulation maximale à 30°. En effet, des angulations supérieures auraient nécessité des déplacements verticaux du tube trop importants. Pour chaque angulation, la hauteur du tube fut modifiée en conséquence, afin de toujours pointer le centre de l'objet de calibrage. L'objet de calibrage et le mannequin étant fixes, l'élévation du tube avec l'angulation avait pour effet d'abaisser la projection de l'image radiographique. Pour les angulations de 25° et 30°, une partie importante de l'image radiographique se trouvait sous la cassette et le film. C'est pourquoi la cassette fut descendue afin d'englober toute la longueur

de l'objet de calibrage et celle du spécimen. L'ensemble de l'installation est schématisé à la figure 2.10.

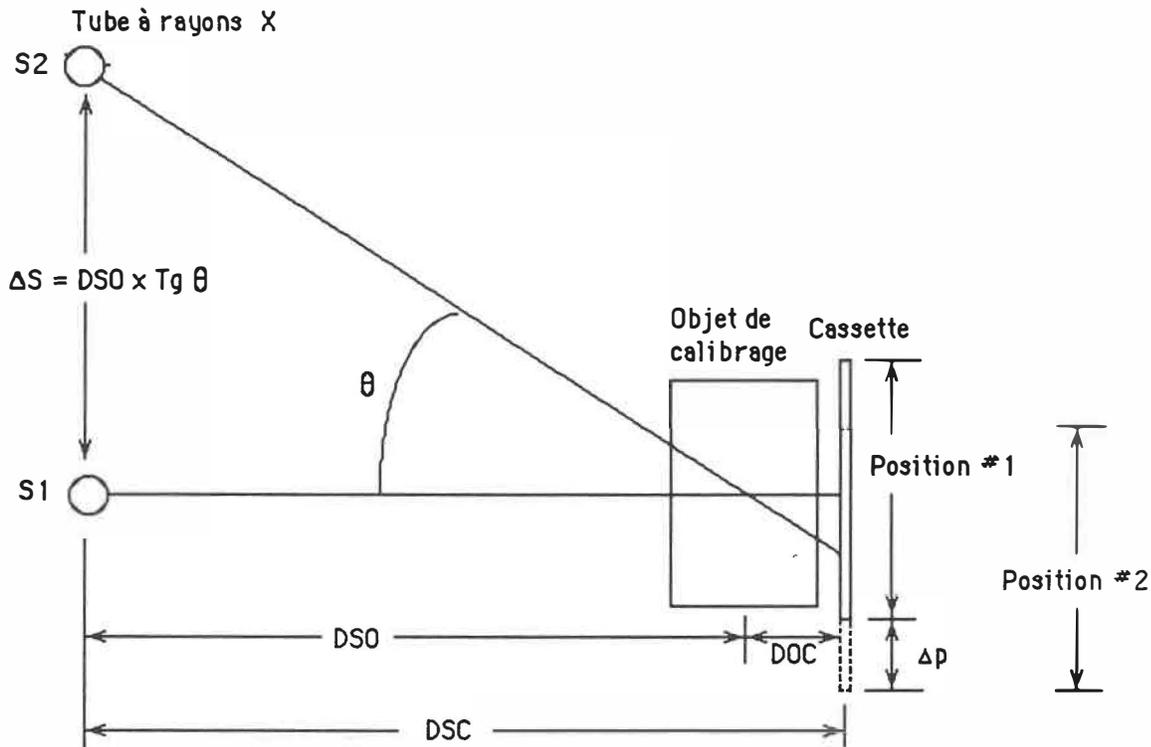


Figure 2.10  
Déplacement de la cassette en fonction de l'angulation de la source de rayons X

Avec S1 et S2: les positions 1 et 2 de la source (tube à rayons X)

- $\Delta S$ : le déplacement de la source (la base stéréogra-phi-que)
- $DSO$ : Distance de la Source au centre de l'Objet
- $\theta$ : angulation de la source
- $DOC$ : Distance du centre de l'Objet à la Cassette

DSC: Distance de la Source à la Cassette

$\Delta p$ : déplacement de la cassette.  $\Delta p = \text{DOC} \times \text{Tg } \theta$

En utilisant les relations géométriques suivantes:

$$\Delta S = \text{DSC} \times \text{Tg } \theta \quad (2.3)$$

$$\Delta p = \text{DOC} \times \text{Tg } \theta \quad (2.4)$$

il est possible de déterminer les déplacements verticaux du tube à rayons X et de la cassette en fonction de l'angulation du tube. Ces déplacements sont présentés au tableau 2.1.

Tableau 2.1  
Déplacements verticaux en cm de la source de rayons X et de la cassette  
en fonction de l'angulation du tube

Tube à rayons X			Cassette	
Angulation	Déplacement	Position par rapport au plancher	Déplacement	Position par rapport au plancher
0°	0.0	77.5	0.0	31.8
5°	14.1	91.6	- 1.9	29.9
10°	28.4	105.9	- 3.8	28.0
15°	43.2	120.7	- 5.8	26.0
20°	58.7	136.2	- 7.9	23.9
25°	75.2	152.7	- 10.1	21.7
30°	93.1	170.6	- 12.5	19.3

La première série de radiographies fut prise avec l'objet de calibrage seulement. Ces radiographies furent utilisées pour valider la méthode, la plaque du milieu fournissant des points de coordonnées connus et situés approximativement à l'endroit où

serait placée la colonne vertébrale. La validation consistait à reconstruire différents points situés sur l'objet de calibrage et de comparer leurs coordonnées reconstruites avec celles mesurées. Afin de bien voir les billes sur les radiographies, les paramètres suivants furent utilisés pour toutes les angulations: voltage, 60 keV; ampérage, 200 mAmp; temps, 0.013 s.

La seconde série de radiographies fut prise avec l'objet de calibrage dont la plaque du milieu fut enlevée et remplacée par un mannequin de type Allison (figures 2.11 et 2.12). Ce mannequin est utilisé pour l'entraînement des techniciens en radiologie. Il est constitué d'un squelette humain normal d'âge adulte entouré de différentes résines ayant des densités semblables aux tissus et aux organes humains. Grâce à ce mannequin, il est possible d'obtenir des radiographies du squelette dans des conditions presque identiques à celles *in vivo*. Les paramètres d'exposition radiographiques furent les mêmes que ceux utilisés pour un humain de la taille du mannequin. Le tableau 2.2 donne les différents paramètres radiographiques pour chaque angulation.

Pour les angles supérieurs à 20°, il fut nécessaire d'augmenter la quantité de radiations. En effet, les rayons X devant traverser plus de matière, la partie inférieure de la colonne vertébrale se trouvait sous-exposée. La quantité de radiations choisie a permis de bien voir toute la colonne sans surexposer sa partie supérieure.



Figure 2.11  
Vue rapprochée du mannequin installé dans l'objet de calibrage



Figure 2.12  
Vue illustrant l'ensemble de l'appareillage utilisé lors de l'acquisition des données radiographiques

Tableau 2.2  
Paramètres d'exposition radiographiques  
en fonction de l'angulation

angulation (degrés)	voltage (keV)	ampérage (mamps)	temps (s)
0	60	400	0.125
5	60	400	0.125
10	60	400	0.125
15	60	400	0.125
20	60	400	0.160
25	60	400	0.200
30	60	400	0.200

Les paramètres d'exposition employés donnèrent de bons résultats avec le mannequin mais avaient pour conséquence de sur-exposer les parties de l'objet de calibrage situées en dehors du mannequin, masquant totalement les billes métalliques situées dans ces parties (figure 2.13). Il devint nécessaire d'atténuer, sans les bloquer totalement, les radiations frappant l'objet de calibrage en ces endroits. Des plaques d'aluminium léger de 10 mm d'épaisseur furent placées de chaque côté du colimateur, laissant la partie centrale libre (figure 2.13). L'atténuation de ces plaques fut sensiblement la même que celle du mannequin, ce qui permis d'obtenir une visibilité des billes relativement uniforme sur les radiographies.

Finalement, une radiographie latérale du mannequin fut prise. Cette vue a été utilisée en guise de comparaison lors de la

discussion des résultats de l'examen visuel des radiographies et de la reconstruction tridimensionnelle de la colonne vertébrale.

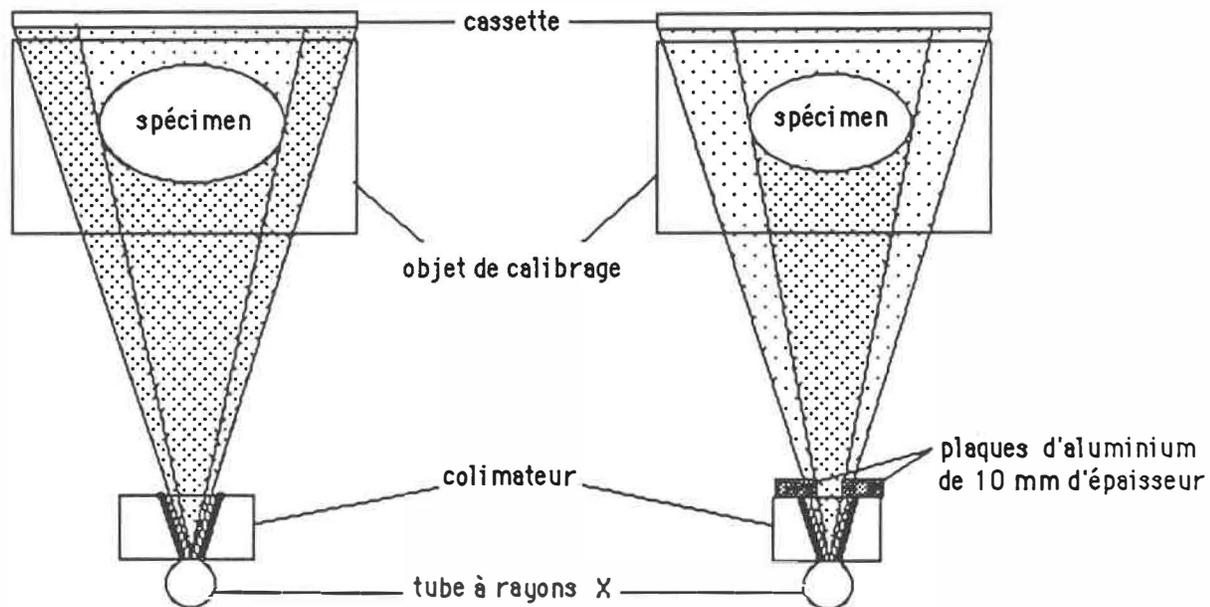


Figure 2.13  
Utilisation de plaques d'aluminium pour uniformiser  
la quantité de radiations sur les films

#### 2.4.2 Évaluation qualitative des radiographies

La première étape de l'analyse des résultats consista en l'examen visuel des radiographies dans le but de fournir un guide lors de l'analyse des résultats des reconstructions tridimensionnelles de la colonne vertébrale. Ces résultats permirent également de choisir les différents repères anatomiques qui servirent à la reconstruction tridimensionnelle de la colonne vertébrale. Les résultats de cette étude qualitative ont permis également l'évaluation de la visibilité des repères en fonction de l'angulation du tube à rayons X et du niveau vertébral.

L'examen n'a porté que sur les vertèbres situées aux niveaux thoraciques et lombaires, soit de T1 à L5, ces niveaux vertébraux étant les plus pertinents lors de l'étude de la scoliose.

La visibilité des repères anatomiques vertébraux dépend de la technique radiographique utilisée. Par exemple, lors de l'étude de la colonne lombaire, avec une méthode radiographique biplanaire, les facettes articulaires constituent des repères fiables (Rab et coll., 1977; Stokes et coll., 1980) alors que ces mêmes repères ne sont pas visibles aux niveaux thoraciques sur des radiographies PA.

Le survol de la littérature ainsi que l'examen de plusieurs radiographies cliniques PA et latérales, de même que l'examen des radiographies prises lors de l'expérimentation, ont permis de retenir, comme étant les plus prometteurs, les neuf repères anatomiques vertébraux suivants (figure 2.14):

- 1 - le centre du plateau vertébral supérieur;
- 2 - le centre du plateau vertébral inférieur;
- 3 - le sommet de l'arche du pédicule gauche;
- 4 - la base de l'arche du pédicule gauche;
- 5 - le sommet de l'arche du pédicule droit;
- 6 - la base de l'arche du pédicule droit;
- 7 - l'extrémité de l'apophyse transverse gauche;
- 8 - l'extrémité de l'apophyse transverse droite;
- 9 - l'extrémité inférieure de l'apophyse épineuse.

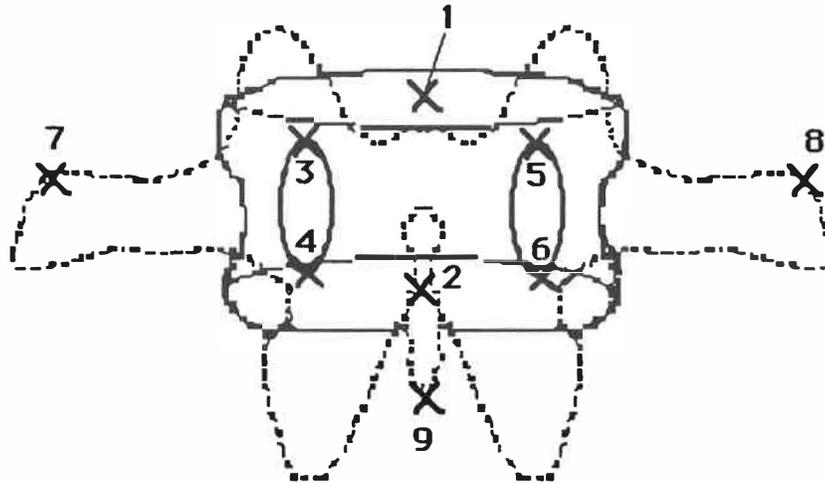


Figure 2.14  
Position des repères anatomiques vertébraux

Les autres structures vertébrales, facettes articulaires, foramen, etc. ne présentent pas une visibilité suffisante pour cette étude. De plus, il est très important que les repères choisis comporte une arête vive ou un point facilement identifiable sous deux angles de vue différents. Par exemple, un repère situé sur une surface courbe, comme le côté du corps vertébral, sera très difficile à localiser sur les deux vues par rapport à un repère situé au centre du plateau ou sur une apophyse (figure 2.3).

L'examen des radiographies, de  $0^\circ$  à  $30^\circ$ , fut effectué à l'aide d'une grille d'évaluation comme celle présentée à la figure 2.15. Ainsi, pour chaque repère, sur chaque vertèbre de chaque radiographie, une cote de 1 à 5, représentant sa visibilité fut assignée. La visibilité d'un repère est définie comme étant la capacité de l'oeil humain à identifier ce repère. Ceci a permis de comparer les résultats numériques de la reconstruction

## GRILLE D'EVALUATION QUALITATIVE

VERTEBRE	REPERES	VISIBILITE					COMMENTAIRES
		1	2	3	4	5	
	CENTRE PLATEAU SUPERIEUR						
	CENTRE PLATEAU INFERIEUR						
	APOPHYSE EPINEUSE						
	APOPHYSE TRANSVERSE DROITE						
	APOPHYSE TRANSVERSE GAUCHE						
	SOMMET PEDICULE DROIT						
	SOMMET PEDICULE GAUCHE						
	BASE PEDICULE DROIT						
	BASE PEDICULE GAUCHE						
	CENTRE PLATEAU SUPERIEUR						
	CENTRE PLATEAU INFERIEUR						
	APOPHYSE EPINEUSE						
	APOPHYSE TRANSVERSE DROITE						
	APOPHYSE TRANSVERSE GAUCHE						
	SOMMET PEDICULE DROIT						
	SOMMET PEDICULE GAUCHE						
	BASE PEDICULE DROIT						
	BASE PEDICULE GAUCHE						
	CENTRE PLATEAU SUPERIEUR						
	CENTRE PLATEAU INFERIEUR						
	APOPHYSE EPINEUSE						
	APOPHYSE TRANSVERSE DROITE						
	APOPHYSE TRANSVERSE GAUCHE						
	SOMMET PEDICULE DROIT						
	SOMMET PEDICULE GAUCHE						
	BASE PEDICULE DROIT						
	BASE PEDICULE GAUCHE						
	CENTRE PLATEAU SUPERIEUR						
	CENTRE PLATEAU INFERIEUR						
	APOPHYSE EPINEUSE						
	APOPHYSE TRANSVERSE DROITE						
	APOPHYSE TRANSVERSE GAUCHE						
	SOMMET PEDICULE DROIT						
	SOMMET PEDICULE GAUCHE						
	BASE PEDICULE DROIT						
	BASE PEDICULE GAUCHE						

Figure 2.15  
Grille d'évaluation qualitative des repères anatomiques vertébraux

tridimensionnelle avec ces résultats qualitatifs. Le tableau 2.3 donne l'équivalence des cotes.

Tableau 2.3  
Équivalence des cotes de visibilité  
des repères anatomiques vertébraux

cote	visibilité
5	excellente
4	très bonne
3	bonne
2	passable
1	médiocre

Une fois l'examen visuel complété, chacun des repères fut marqué au crayon sur les radiographies. Ceci a permis de représenter les repères comme étant des points. Une grande attention fut portée afin de bien marquer le même repère sur chaque radiographie. Certains repères, notamment quelques plateaux vertébraux et apophyses, furent totalement invisibles. La position de ces repères fut estimée en partie visuellement et en partie aidée d'un traceur de courbe flexible (spline). Ceci permis d'estimer assez fidèlement la position horizontale du repère manquant. Par contre, la position verticale du repère fut estimée visuellement.

#### 2.4.3 Acquisition des données radiographiques en vue de la reconstruction tridimensionnelle

Avant d'effectuer les reconstructions tridimensionnelles, plusieurs traitements préliminaires ont été nécessaires: la

numérisation des radiographies et le traitement des fichiers afin de les rendre compatibles avec le programme de reconstruction.

#### 2.4.3.1 Numérisation des radiographies

La numérisation d'une radiographie consiste à mesurer les coordonnées bidimensionnelles (x et y) d'un ensemble de points que l'on veut reconstruire. Ces coordonnées sont ensuite utilisées par le programme de reconstruction DLT.

Dans le cadre de ce projet, il fut nécessaire, dans un premier temps, de numériser les sept radiographies prises avec l'objet de calibrage seul incluant la plaque centrale. Ceci représenta 63 points à numériser par radiographie. Deuxièmement, il a été nécessaire de numériser les sept radiographies comprenant l'objet de calibrage et le spécimen. Ceci représenta 42 points de calibrage (la plaque centrale étant retirée) plus les 153 repères anatomiques vertébraux (17 vertèbres comptant 9 repères chacune) pour un total de 195 points à numériser par radiographie.

La numérisation des radiographies a été effectuée à l'aide d'une table numérisante Calcomp 9482. Il s'agit d'une table de dimension de 100 cm x 122 cm à laquelle est branchée une souris, constituant l'appareil de pointage. Le plateau de la table est quadrillé par de très petits filaments qui permettent de connaître en tout temps la position en x et en y de la souris au-dessus de la table. Cette table permet une précision de  $\pm 0.27$  mm sur chaque

coordonnée pointée. Lorsque connectée à un micro ordinateur de type IBM PC/AT, il est possible d'enregistrer, dans un fichier et de façon continue ou ponctuelle, les positions de la souris.

Ainsi, en choisissant le mode d'enregistrement ponctuel, il fut possible de pointer, sur chaque radiographie, les repères marqués à l'étape précédente. L'enregistrement des coordonnées s'est effectué à l'aide du logiciel Autocad (version 2.6) et chaque radiographie numérisée fut sauvegardée dans un fichier ASCII de format DXF (Direct eXchange File). La disponibilité de la documentation du format DXF a motivé le choix de ce format plutôt qu'un autre (André, 1987).

#### 2.4.3.2 Transformation des fichiers de données

Les fichiers DXF se présentent comme des fichiers de texte (ASCII) mais contiennent, en plus des coordonnées des points numérisés, beaucoup d'information supplémentaire inutilisée dans le cadre de ce projet. De plus, chaque radiographie numérisée est sauvegardée dans un fichier individuel. Ainsi, un programme de traitement fut écrit pour former les stéréopaires et réduire la taille des fichiers en ne gardant que les coordonnées des points et en éliminant l'information inutile. Le processus est le suivant:

- 1 - pointer le fichier contenant la radiographie 0° numérisée;
- 2 - choisir un des fichiers contenant une radiographie angulée (5° à 30°);

- 3 - éliminer toute l'information inutile de ces deux fichiers et conserver uniquement les coordonnées des points numérisés;
- 4 - combiner l'information restante en un seul fichier pour constituer une stéréopaire.

Le programme de reconstruction DLT fonctionne sur l'ordinateur Vax de l'hôpital Sainte-Justine. Les fichiers créés lors de l'étape précédente ont été transférés d'un micro-ordinateur PC/AT au Vax par l'intermédiaire du logiciel de communication "Kermit".

Les fichiers, lorsque rendus sur le Vax, ont été traités dans le but d'effectuer les corrections suivantes, qui sont illustrées à la figure 2.16a, b et c:

- 1 - vérifier que les images numérisées étaient bien orientées par rapport à la table numérisante (pas de rotation). Si une rotation est détectée, la rotation en sens contraire est introduite;
- 2 - une translation est introduite afin d'exprimer les images numérisées dans le même système de coordonnées. L'origine est située sur le point milieu de la plaque arrière de l'objet de calibrage.

Le programme de reconstruction DLT utilisé est tiré de la thèse de doctorat de Marzan (1976). La structure des fichiers ainsi que toutes les entrées et sorties de ce programme furent modifiées afin de pouvoir choisir de façon interactive les paramètres de reconstruction de même que les points de calibrage et les points utilisés pour la validation.

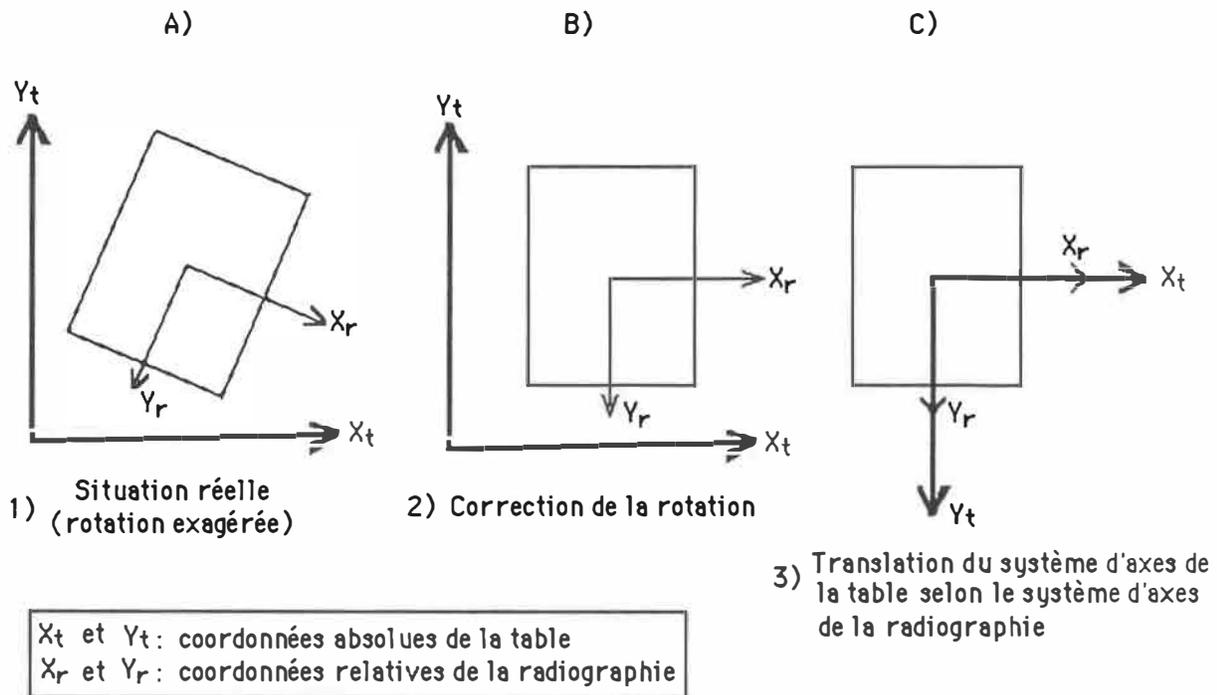


Figure 2.16

Corrections de rotation et translation effectuées sur les radiographies numérisées

Les résultats sortant du programme sont imprimés sous forme de rapport et sauvés dans un fichier permettant leur utilisation par différents programmes de graphisme, de statistiques, etc.

#### 2.4.4 Validation de la méthode de reconstruction

La première série de radiographies, prise avec l'objet de calibrage seul, fut utilisée pour la validation de la méthode. Il suffisait de choisir sur l'objet un certain nombre de points servant au calibrage de la méthode et ensuite de reconstruire d'autres points, toujours situés sur l'objet. Puisque les coordonnées  $x$ ,  $y$  et  $z$  de tous les points de l'objet de calibrage étaient connues, il a été

possible, en comparant les coordonnées calculées et mesurées, de connaître l'exactitude de la méthode pour des points connus et facilement identifiables sur les radiographies.

Quarante deux essais de reconstruction furent effectués lors de l'étape de validation, ce qui a permis de vérifier les points suivants:

- 1 - l'influence, sur l'exactitude de la reconstruction, de l'utilisation de points de calibrage situés à l'intérieur du volume de calibrage (essais 1 à 12). Ce point est important dans le cas clinique où le patient est radiographié à l'intérieur de l'objet de calibrage;
- 2 - l'influence du nombre de points de calibrage sur l'exactitude de la reconstruction (essais 13 à 24). Dans le but d'une utilisation clinique de la méthode, il est important d'utiliser le minimum de points de calibrage, ceci afin de réduire les temps de numérisation et de calcul;
- 3 - l'exactitude de la reconstruction pour des points situés en dehors de l'objet de calibrage (extrapolation) (essais 25 à 36). Il peut se produire des cas où les premières vertèbres thoraciques et les dernières vertèbres lombaires soient situées légèrement en dessus ou en dessous des points de calibrage utilisés;
- 4 - la répétabilité de la méthode (essais 1 à 6 et essais 37 à 42);
- 5 - l'influence de la répartition des points de calibrage sur l'exactitude de la reconstruction (tous les essais). Ceci afin de déterminer s'il est préférable d'utiliser une configuration de calibrage asymétrique plutôt que d'effectuer une extrapolation.

Les 42 essais de validation ont été regroupés en séries de six, soit un essai par stéréopaire (5° à 30°). Les séries sont ensuite

groupées deux à deux afin de comparer les résultats. Pour chaque groupe de deux séries, la même configuration de l'objet de calibrage fut conservée, c'est-à-dire que les mêmes points de calibrage furent utilisés et les mêmes points furent reconstruits pour chacun des 12 essais de ces séries. Les seules exceptions se retrouvent aux essais 30 et 36. Pour ces deux essais (angulation de  $30^\circ$ ), la deuxième rangée de points n'était pas visible, ce qui obligea la réduction du nombre de points de calibrage. Ainsi, les essais 1 à 6 furent comparés avec les essais 7 à 12 respectivement, les essais 13 à 18 avec les essais 19 à 24, les essais 25 à 30 avec les essais 31 à 36 et, finalement, l'étude de répétabilité porta sur la comparaison des essais 1 à 6 avec les essais 37 à 42. Les configurations de l'objet de calibrage utilisées lors des 42 essais mentionnés précédemment sont illustrées aux figures 2.17 à 2.22.

## ESSAIS # 1 @ 6 et ESSAIS # 37 @ 42

Essai	Angle	Nombre de points de calibrage	Nombre de points reconstruits
1 et 37	5°	12	12
2 et 38	10°	12	12
3 et 39	15°	12	12
4 et 40	20°	12	12
5 et 41	25°	12	12
6 et 42	30°	12	12

## Disposition des points sur l'objet de calibrage

□ Points de calibrage      ○ Points reconstruits

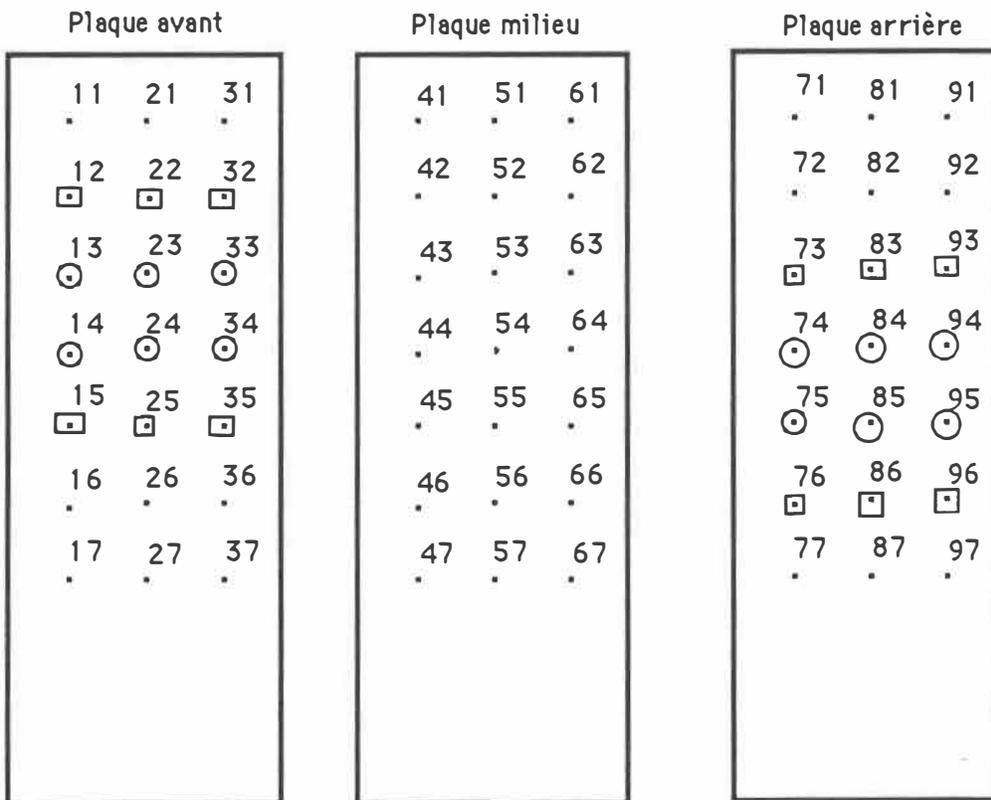


Figure 2.17

Essais 1 à 6 et essais 37 à 42: pas de points de calibrage sur la plaque centrale

## ESSAIS # 7 @ 12

Essai	Angle	Nombre de points de calibrage	Nombre de points reconstruits
7	5°	27	12
8	10°	27	12
9	15°	27	12
10	20°	27	12
11	25°	27	12
12	30°	27	12

Disposition des points sur l'objet de calibrage

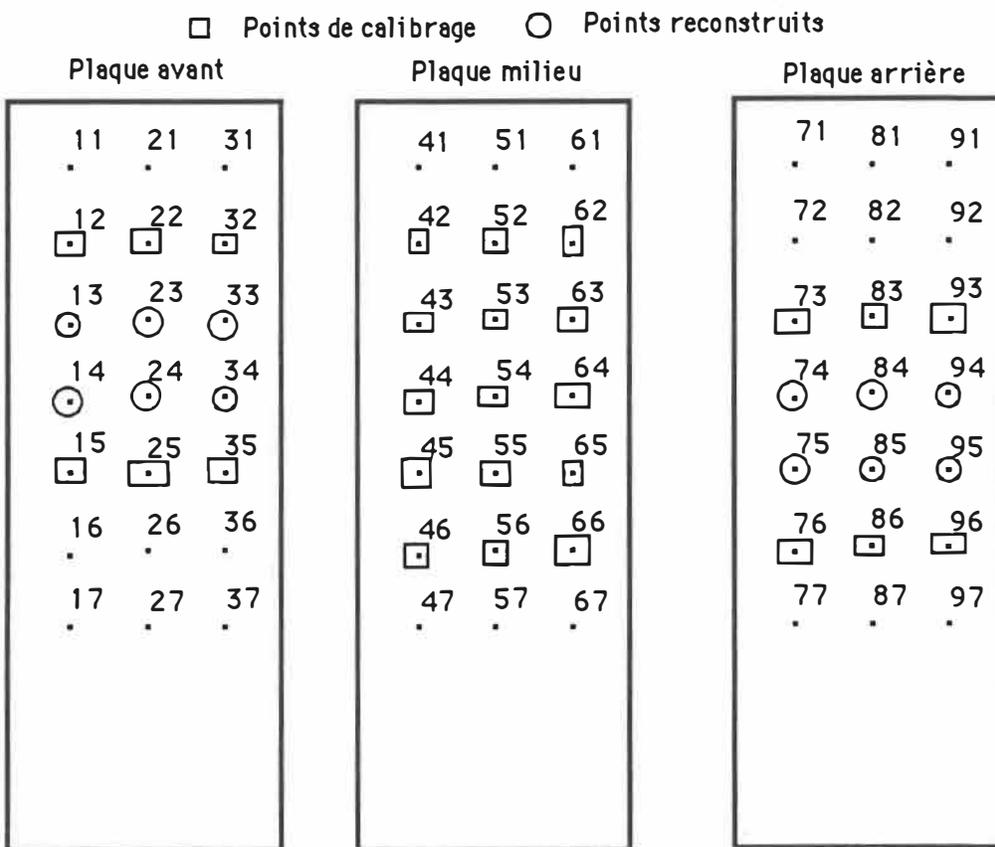


Figure 2.18  
Essais 7 à 12: 15 points de calibrage sur la plaque centrale

## ESSAIS # 13 @ 18

Essai	Angle	Nombre de points de calibrage	Nombre de points reconstruits
13	5°	8	15
14	10°	8	15
15	15°	8	15
16	20°	8	15
17	25°	8	15
18	30°	8	15

## Disposition des points sur l'objet de calibrage

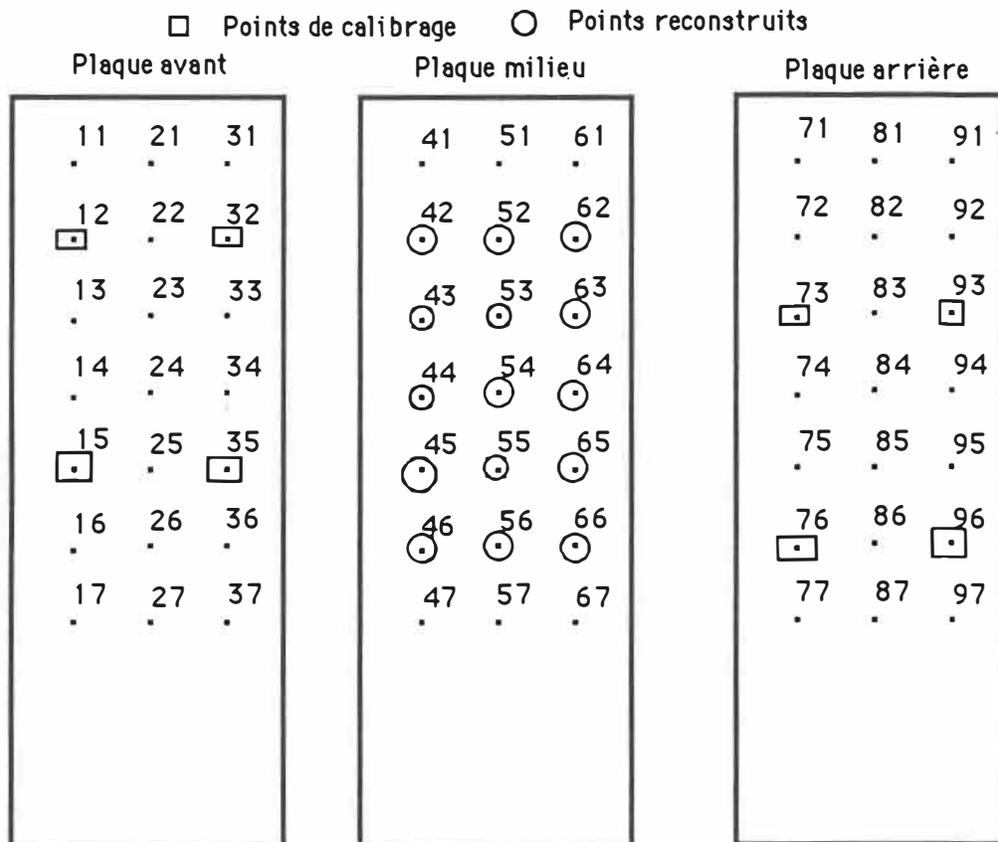


Figure 2.19  
Essais 13 à 18: 8 points de calibrage

## ESSAIS #19 @ 24

Essai	Angle	Nombre de points de calibrage	Nombre de points reconstruits
19	5°	24	15
20	10°	24	15
21	15°	24	15
22	20°	24	15
23	25°	24	15
24	30°	24	15

## Disposition des points sur l'objet de calibrage

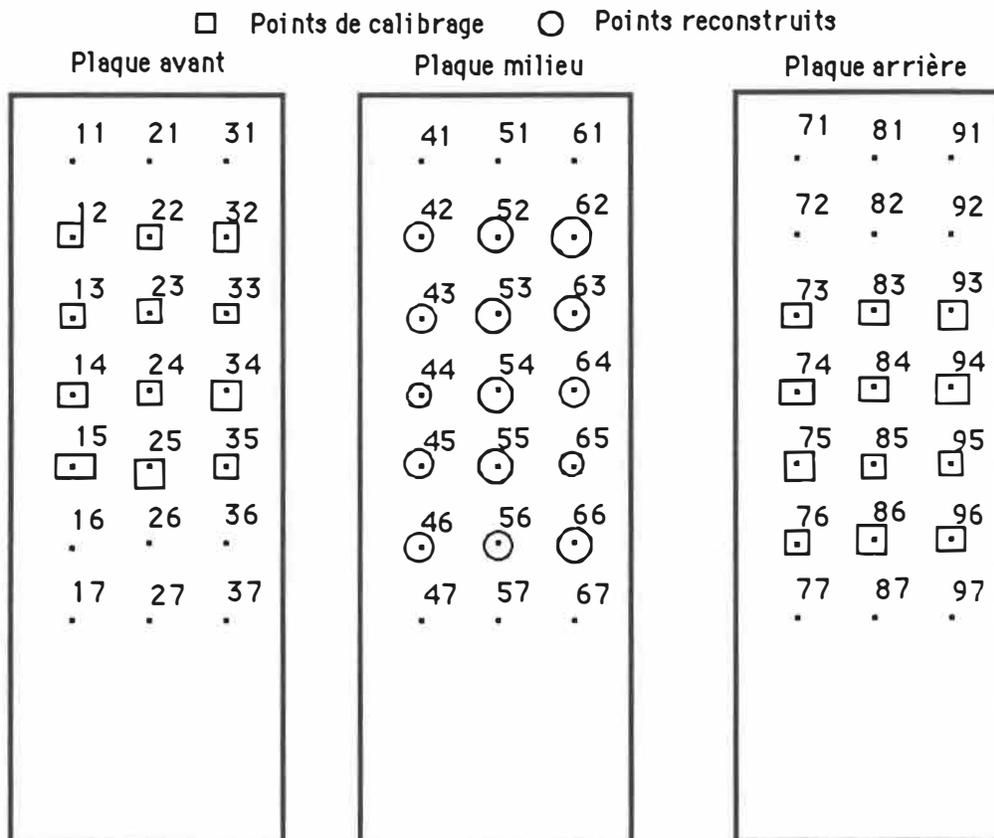


Figure 2.20  
Essais 19 à 24: 24 points de calibrage

## ESSAIS # 25 @ 30

Essai	Angle	Nombre de points de calibrage	Nombre de points reconstruits
25	5°	18	18
26	10°	18	18
27	15°	18	18
28	20°	18	18
29	25°	18	18
30	30°	12	18

## Disposition des points sur l'objet de calibrage

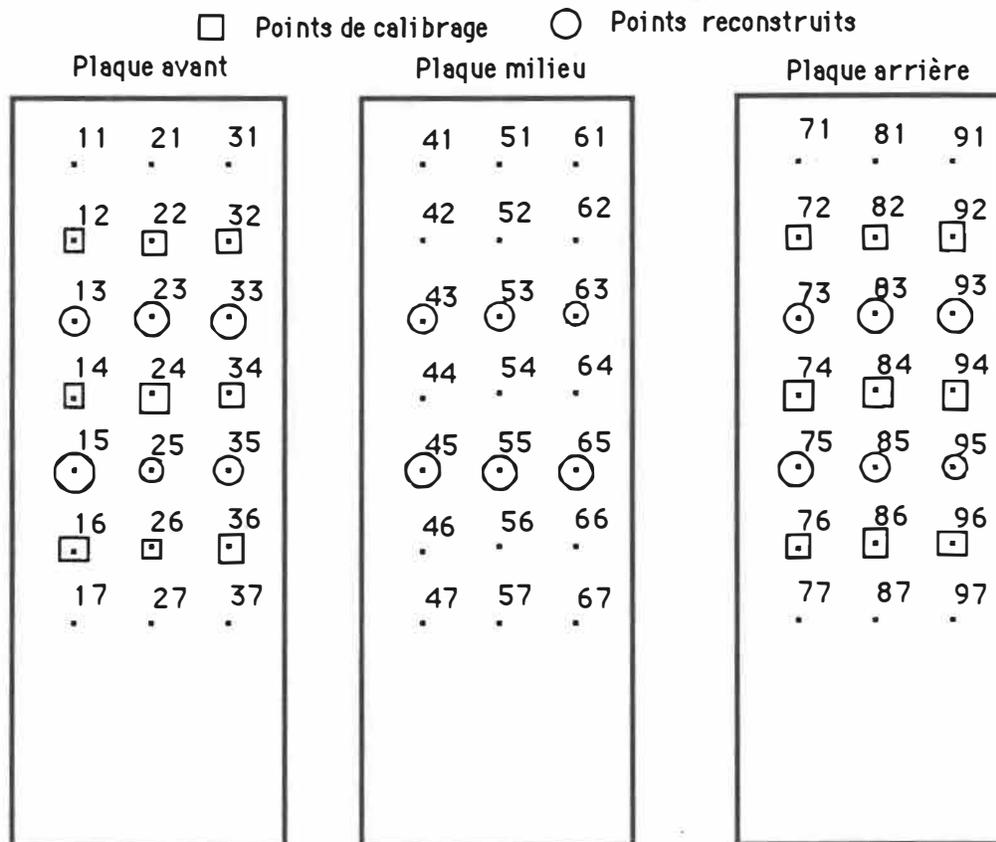


Figure 2.21  
Essais 25 à 30: interpolation des points reconstruits

## ESSAIS # 31 @ 36

Essai	Angle	Nombre de points de calibrage	Nombre de points reconstruits
31	5°	18	18
32	10°	18	18
33	15°	18	18
34	20°	18	18
35	25°	18	18
36	30°	12	18

Disposition des points sur l'objet de calibrage

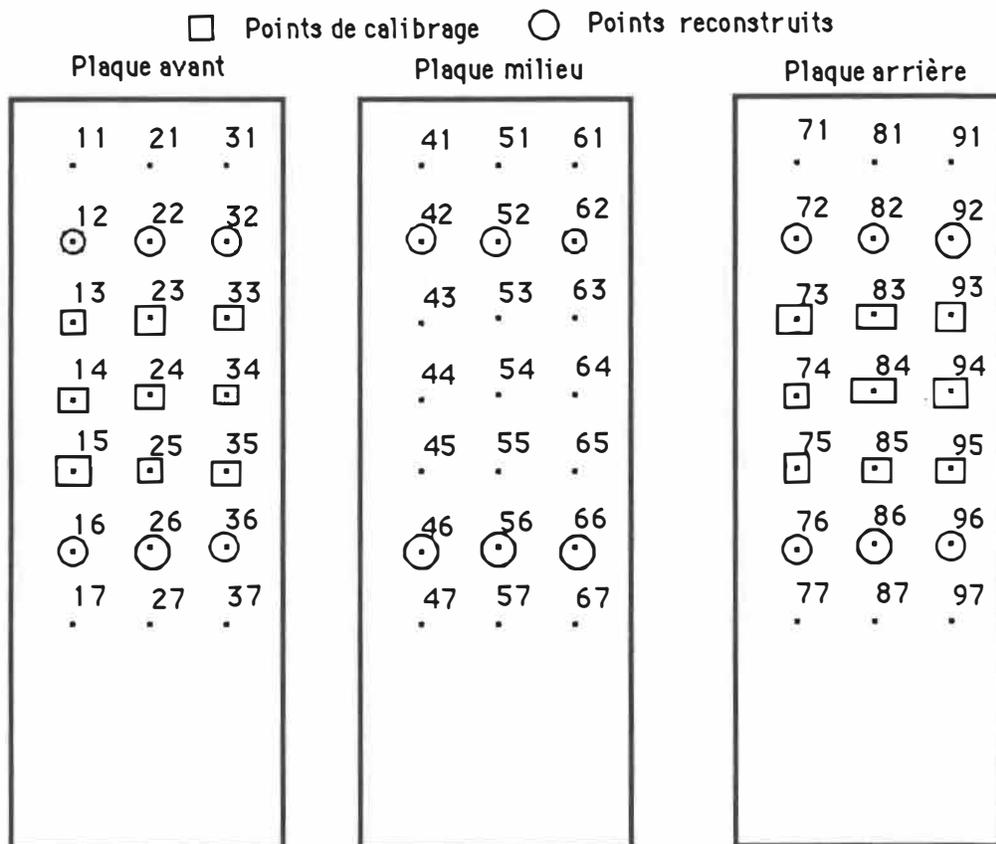


Figure 2.22  
Essais 31 à 36: extrapolation des points reconstruits

### 2.4.5 Influence des erreurs de numérisation sur l'exactitude de la reconstruction

Lors de la reconstruction de repères anatomiques, la difficulté majeure provient du fait qu'il est très difficile d'identifier exactement le même point sur les deux radiographies. Ainsi, dans le but d'évaluer l'influence de ces erreurs de numérisation, une série de simulations fut effectuée en introduisant volontairement des erreurs sur les coordonnées numérisées de points situés sur la plaque centrale de l'objet de calibrage.

Ainsi, pour chaque stéréopaire, de  $5^\circ$  à  $30^\circ$ , des déplacements de -10 mm à 10 mm avec un incrément de 1 mm furent imposés sur la coordonnée X des points situés au centre de l'objet de calibrage. La même procédure fut ensuite appliquée sur la coordonnée Y des mêmes points (figure 2.23).

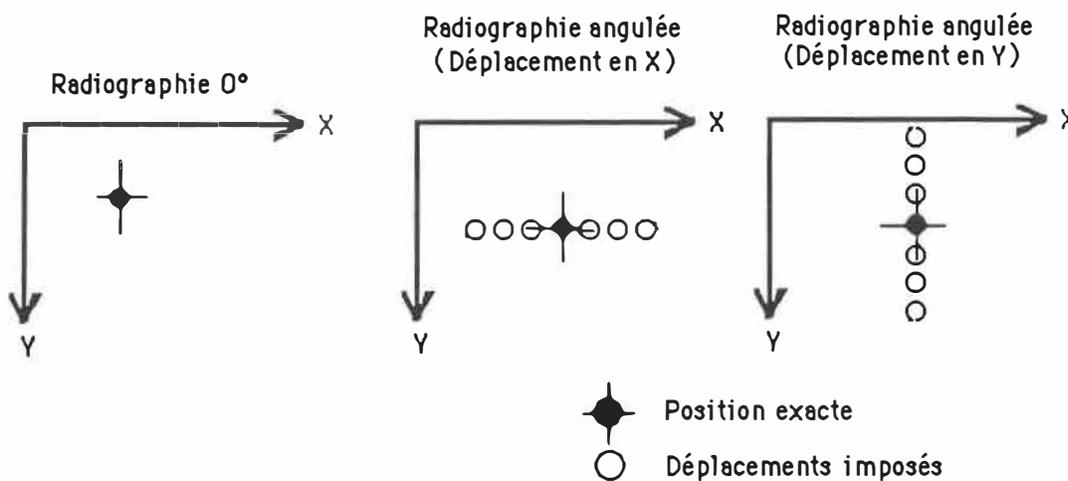


Figure 2.23  
Déplacements imposés sur les coordonnées numérisées

L'étude de simulation d'erreur de numérisation porta principalement sur les points de la plaque centrale de l'objet de calibrage, ces points étant situés appoximativement à l'emplacement des vertèbres reconstruites dans l'objet de calibrage. Puisque la radiographie de 0° est commune pour toutes les stéréopaires, il est supposé (ce n'est qu'une hypothèse demandant à être vérifiée) que les erreurs d'identification des repères se font surtout sur la radiographie angulée. C'est pourquoi les déplacements imposés sur les coordonnées numérisées n'a eu lieu que sur la radiographie angulée. La figure 2.24 illustre la configuration de l'objet de calibrage pour l'ensemble des essais de simulation.

Ceci a permis de connaître l'influence des erreurs de numérisation sur la plaque centrale. Afin de caractériser cette influence dans le sens de la profondeur, une série de cinq essais a été effectuée avec une configuration semblable à celle de la figure 2.24 à l'exception que les points des colonnes centrales des plaques avant et arrière ne furent pas utilisés pour le calibrage mais plutôt reconstruits.

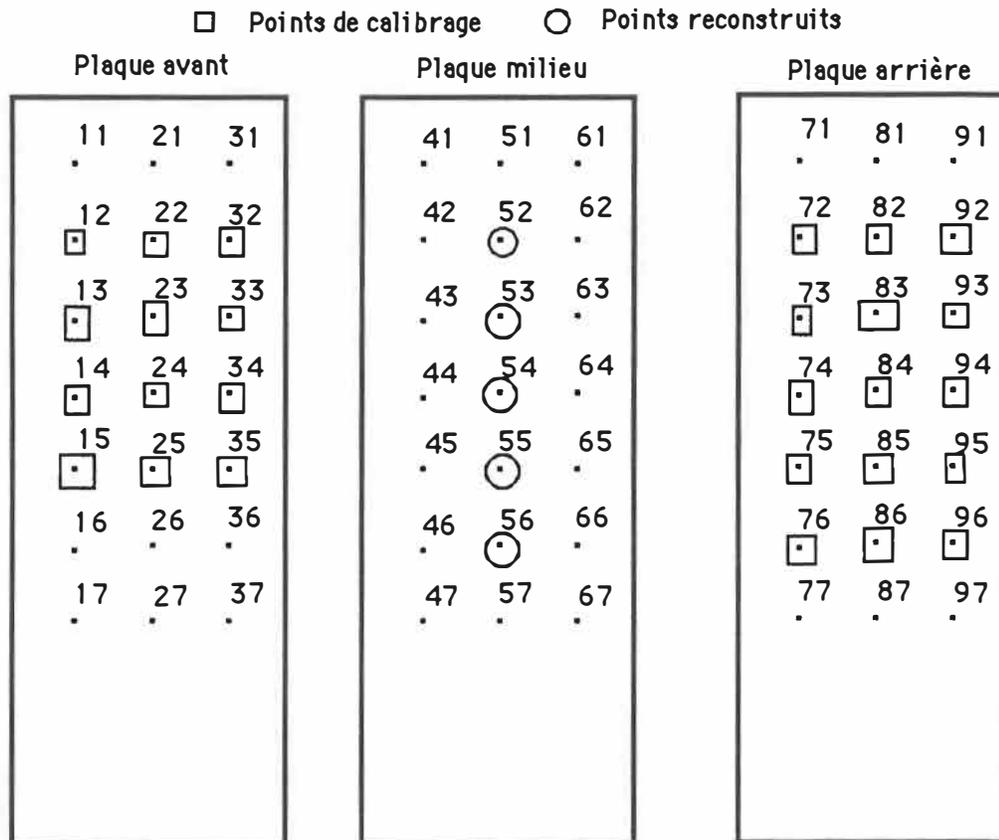


Figure 2.24: Configuration de calibrage lors des essais de simulations d'erreurs de numérisation

La caractérisation dans le volume de calibrage de l'influence des erreurs de numérisation sur les erreurs de reconstruction a permis d'estimer et de corriger ces erreurs de numérisation selon la coordonnée X. Deux méthodes, une analytique et l'autre numérique, sont présentées et discutées au chapitre suivant.

#### 2.4.6 Reconstruction de la colonne vertébrale

Les repères anatomiques vertébraux choisis sont reconstruits à l'aide du programme DLT. La figure 2.25 illustre la configuration des points de calibrage utilisés pour la reconstruction des stéréopaires de 5° à 25°. Pour l'angulation de 30°, les points situés

sur la deuxième rangée n'étaient pas visibles et ne purent donc être utilisés.

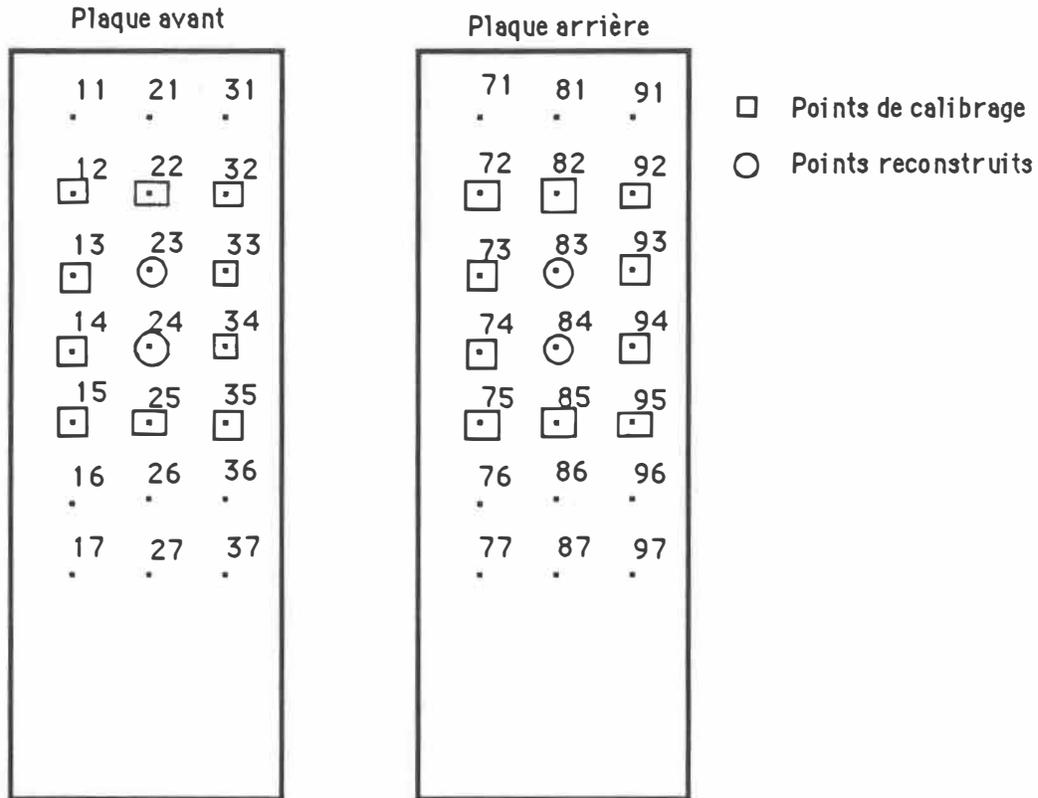


Figure 2.25

Configuration de l'objet de calibration lors de la reconstruction de la colonne vertébrale

Cette configuration a été utilisée car les résultats des essais de validation, qui sont présentés plus loin, ont montré qu'il était préférable d'utiliser une répartition symétrique des points de calibration.

L'analyse des résultats de la reconstruction de la colonne vertébrale reconstruite s'est effectuée selon quatre étapes:

- l'examen visuel qualitatif des représentations graphiques des reconstructions. Cet examen a permis d'évaluer la qualité de la reconstruction et de relever les incohérences géométriques;
- la comparaison des représentations graphiques des reconstructions tridimensionnelles avec les résultats de l'examen qualitatif des radiographies. Ceci a permis de corréler qualitativement l'identification visuelle des repères anatomiques avec les résultats des reconstructions
- la comparaison des erreurs de numérisation selon X (obtenues avec l'algorithme de correction mentionné précédemment) avec les cotes de visibilité des repères anatomiques. Ceci a également permis de corréler l'identification visuelle des repères vertébraux avec les résultats des reconstructions tridimensionnelles
- la comparaison de la projection latérale des reconstructions tridimensionnelles avec la radiographie latérale numérisée. Il s'agissait en fait d'ajuster la projection latérale sur la radiographie latérale par la technique des moindres carrés (annexes A et B de Wolf, 1983). En considérant la somme des différences résiduelles de l'ajustement, il est possible de déterminer quelles positions de sources de rayons X et quels

repères anatomiques donnent les résultats de reconstruction les plus réalistes.

# CHAPITRE III

## RÉSULTATS ET DISCUSSION

Le présent chapitre présente et discute les résultats pertinents à ce projet de recherche. Dans un premier temps, les résultats de l'examen visuel des radiographies sont abordés. En second temps, les résultats de la validation de la méthode de reconstruction sont présentés. Viennent ensuite les résultats de la simulation d'erreurs de numérisation et, finalement, les résultats de la reconstruction tridimensionnelle de la colonne vertébrale sont présentés. Une discussion générale termine ce chapitre.

### 3.1 RÉSULTATS DE L'ÉVALUATION QUALITATIVE DES RADIOGRAPHIES

Cette section présente et discute les résultats de l'évaluation qualitative des radiographies. Il s'agissait d'un examen visuel devant permettre d'identifier les repères anatomiques vertébraux les plus visibles et susceptibles de donner les meilleurs résultats de reconstruction tridimensionnelle.

#### 3.1.1 Identification des repères

Tel que décrit à la section 2.4.2, les radiographies prises lors de l'expérience en salle de radiographie furent examinées qualitativement. A l'aide d'une grille d'évaluation, chaque repère anatomique vertébral, pour l'ensemble des niveaux thoraciques et

lombaires, s'est vu assigner une cote de visibilité, de 1 à 5, et ce pour toutes les angulations. Les résultats de l'examen des radiographies sont présentés à l'annexe C, sous la forme d'histogrammes (figure C.1 à figure C.9). La visibilité de chaque repère anatomique est ainsi exprimée en fonction du niveau vertébral et de l'angle du tube à rayons X.

L'examen préliminaire de ces histogrammes permet de constater que les quatre repères situés sur les pédicules se comportent de façon presque identique entre eux, et ce aussi bien selon le niveau vertébral que selon l'angulation du tube. Pareillement, les repères anatomiques situés au centre des plateaux supérieurs et inférieurs ont des visibilités semblables. Les cotes sont légèrement plus élevées dans le cas du plateau inférieur mais les patrons sont presque identiques pour les deux plateaux. De la même façon, les deux apophyses transverses ont des cotes de visibilité essentiellement identiques. L'apophyse épineuse présente des cotes de visibilité plus élevées aux niveaux thoraciques supérieurs et lombaires par rapport aux deux autres apophyses. Par contre, l'allure des histogrammes est essentiellement la même pour les trois apophyses.

Il est donc possible de synthétiser l'information en regroupant les neuf repères anatomiques vertébraux en trois classes, soit les pédicules (quatre repères), les centres de plateaux vertébraux (deux repères) et les apophyses (trois repères).

Ce regroupement permet de tracer les courbes de visibilité de chaque classe de repères anatomiques en fonction du niveau vertébral pour chaque angulation. Ces courbes sont présentées à l'annexe C (figures C.10 à C.16). Ces mêmes courbes sont reprises et groupées par repère anatomique, tel qu'illustré aux figures 3.1 à 3.3. Ceci permet de visualiser l'évolution de la visibilité des repères en fonction du niveau vertébral et de l'angulation du tube à rayons X. Les lignes pointillées sur les courbes permettent de mieux suivre l'évolution de la visibilité avec l'angle. Les lignes pleines séparent les angles entre eux.

Il est ainsi possible de constater, sur la figure 3.1, que les pédicules présentent une bonne visibilité (entre 3 et 4 sur 5) de façon générale ainsi que sur l'ensemble des niveaux vertébraux. Les pédicules situés sur les niveaux thoraciques supérieurs (T1 à T4) des angulations 0° et 5°, de même que les pédicules de la dernière vertèbre lombaire (L5), pour l'ensemble des angulations, font exception en présentant une visibilité relativement faible (entre 1 et 2 sur 5). L'augmentation de l'angle du tube à rayons X a pour effet d'atténuer les différences de visibilité entre les niveaux vertébraux. Ainsi, pour des angulations faibles, la visibilité varie de 1 à 4 alors que dans le cas des angulations de 25° et 30°, la visibilité varie de 3 à 4. La facilité d'identification des pédicules situés au milieu de la colonne vertébrale (niveaux T5 à T12) semble moins affectée par l'angulation du tube que celle des pédicules situés aux extrémités de la colonne (niveaux T1 à T4 et L1 à L5).

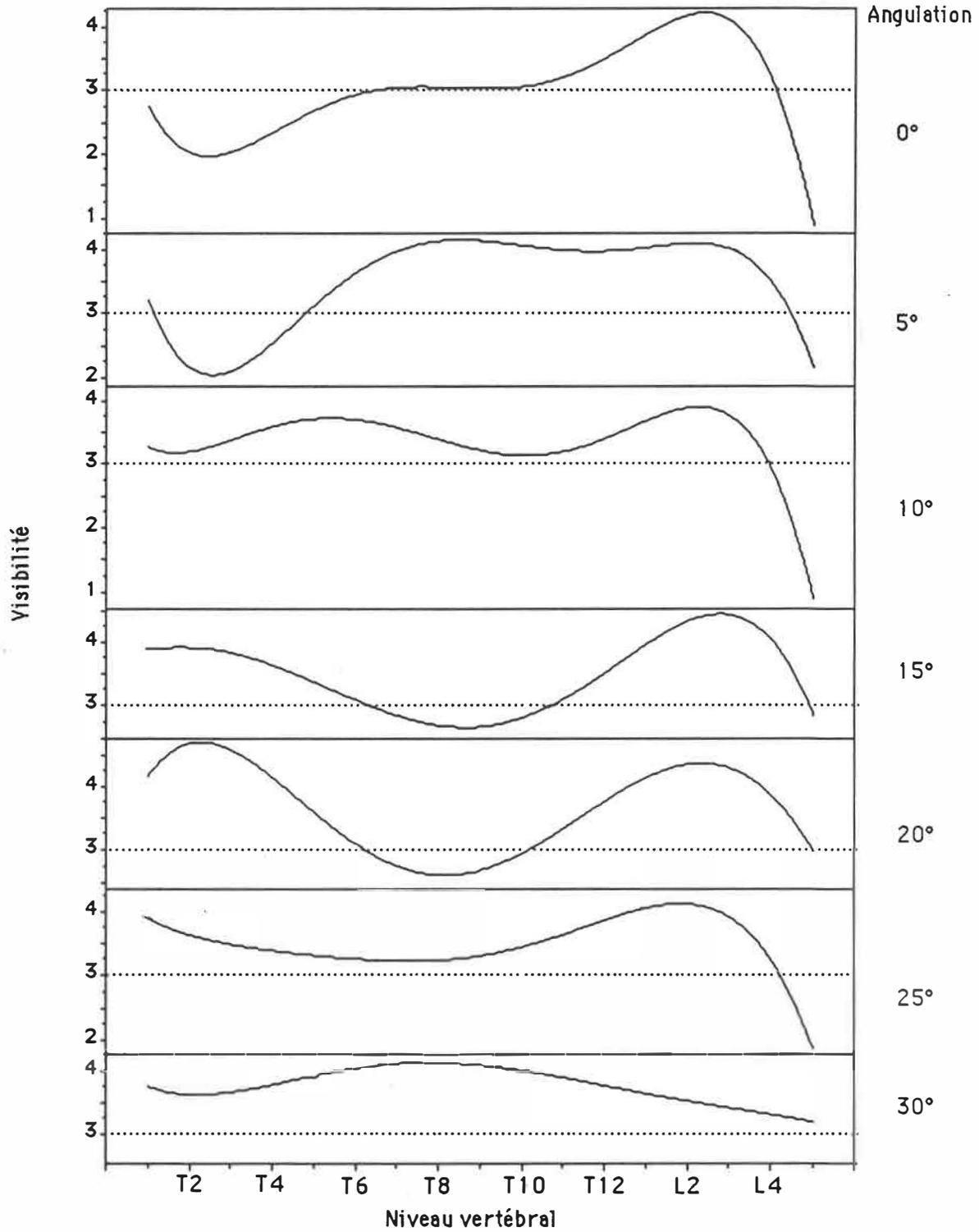


Figure 3.1: Visibilité des pédicules en fonction du niveau vertébral et de l'angulation

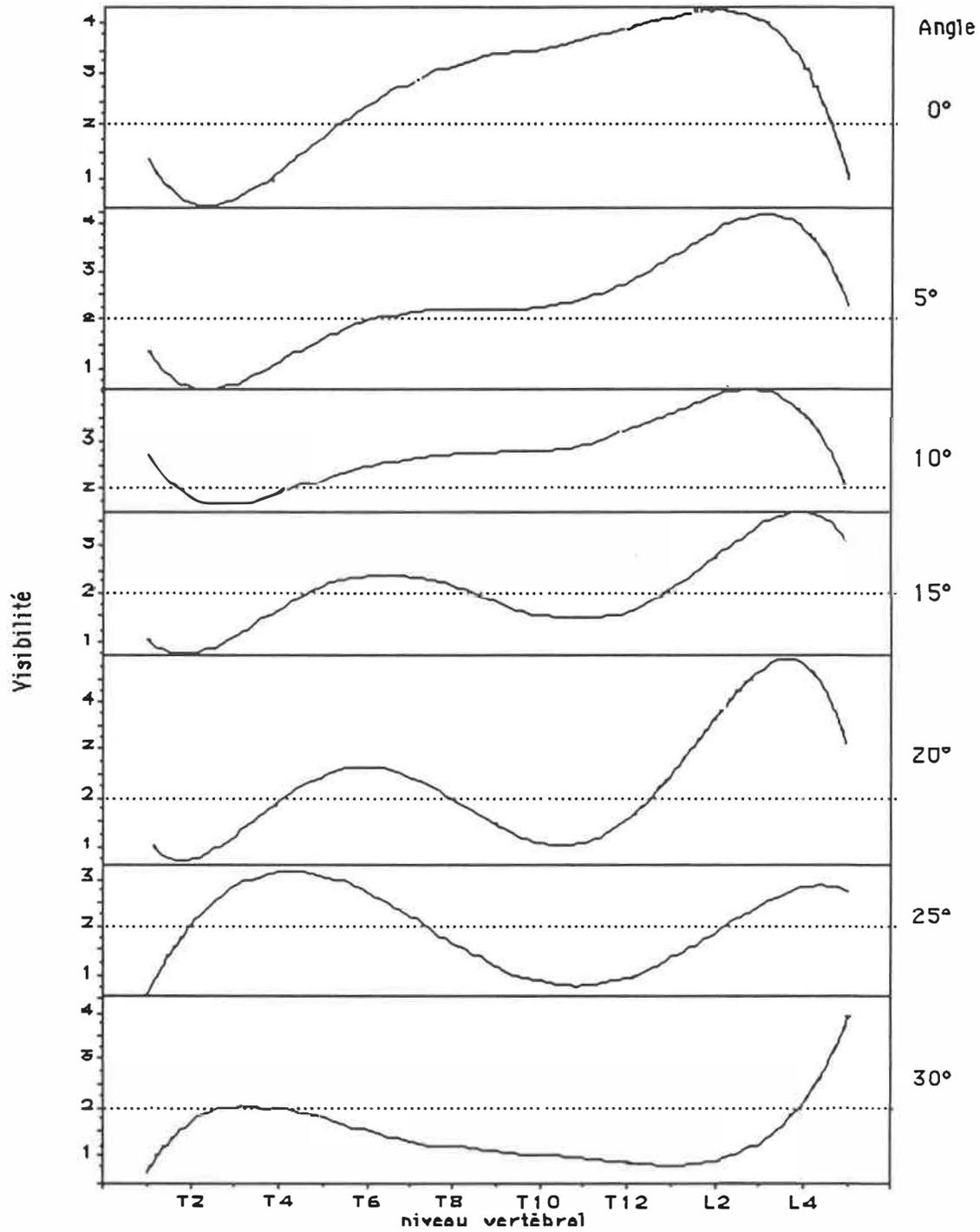


Figure 3.2: Visibilité des plateaux vertébraux en fonction du niveau vertébral et de l'angulation

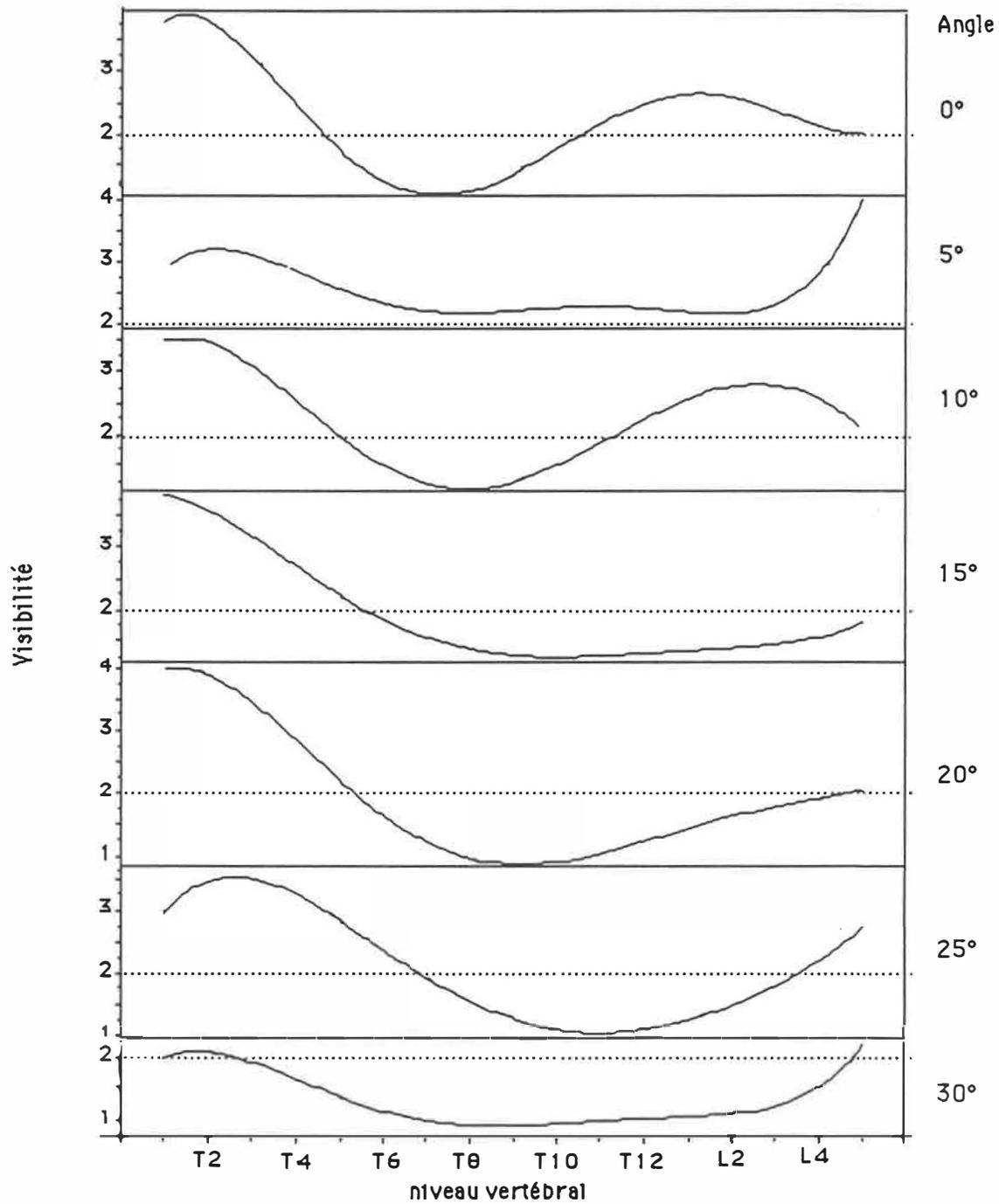


Figure 3.3: Visibilité des apophyses en fonction du niveau vertébral et de l'angulation

La figure 3.2 montre que, dans le cas de l'angulation à  $0^\circ$ , la visibilité des plateaux est très faible (1 et 2) pour les niveaux thoraciques supérieurs. La visibilité augmente légèrement aux niveaux thoraciques centraux et inférieurs (2 et 3) et, finalement, aux niveaux lombaires la visibilité est très bonne (3 à 5). L'augmentation de l'angulation a pour effet de diminuer la visibilité des plateaux pour les niveaux thoraciques centraux et inférieurs (de 3 à 1) et d'augmenter la visibilité des plateaux des niveaux supérieurs. Ceci se constate par l'affaissement de la partie centrale des courbes de visibilité et par l'apparition d'un sommet aux niveaux thoraciques supérieurs. La visibilité des plateaux aux niveaux lombaires diminue légèrement avec l'angulation. Ces résultats concernant la visibilité des plateaux représentent des tendances générales. Les exceptions notables de ces tendances sont les vertèbres T1 et L5. La visibilité des plateaux de T1 est toujours mauvaise (1 sur 5) alors que la visibilité sur L5 augmente avec l'angulation du tube.

Les apophyses présentent le même patron de visibilité pour toutes les angulations (figure 3.3). Elles sont bien visibles aux niveaux thoraciques supérieurs ( $\approx 3$  sur 5), presque invisibles aux niveaux thoraciques centraux et inférieurs (1 sur 5) et présentent une faible visibilité aux niveaux lombaires ( $\approx 2$ ). L'augmentation de l'angulation du tube ne change pas beaucoup l'allure des courbes mais diminue la visibilité des apophyses.

Afin de synthétiser davantage l'information, les niveaux vertébraux furent regroupés en quatre classes soit: les niveaux thoraciques supérieurs (T1 à T4), les niveaux thoraciques centraux (T5 à T8), les niveaux thoraciques inférieurs (T9 à T12) et, finalement, les niveaux lombaires (L1 à L5). L'examen des courbes de visibilité en fonction du niveau vertébral de même que l'examen des histogrammes de visibilité (Annexe C, figures C.1 à C.16) semble indiquer que ce regroupement est valable. Il est ainsi possible de tracer, pour chaque repère, les courbes représentant la visibilité en fonction de l'angulation du tube à rayons X (figures 3.4 à 3.6). Ces courbes tendent à atténuer les disparités locales de visibilité, notamment en ce qui concerne les vertèbres T1 et L5. Cependant, elles illustrent, de façon fidèle, le comportement général de la visibilité des repères en fonction de l'angulation du tube, pour chaque classe de niveaux vertébraux.

De façon générale, la figure 3.4 indique que la visibilité des repères situés sur les pédicules augmente avec l'angulation du tube à rayons X. Les meilleures visibilités se retrouvant aux angles de 25° et 30°.

Selon la figure 3.5, la visibilité des plateaux vertébraux ne semble pas beaucoup affectée par l'augmentation de l'angle du tube, sauf en ce qui concerne les niveaux thoraciques inférieurs et lombaires où la visibilité diminue à partir de 15°.

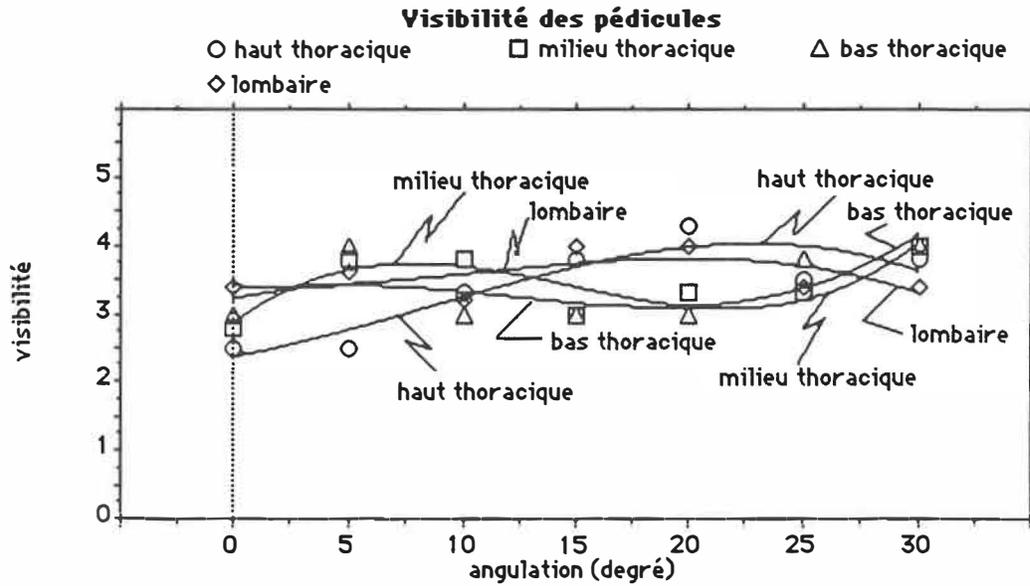


Figure 3.4  
Visibilité moyenne des niveaux vertébraux en fonction de l'angulation du tube (pédicules)

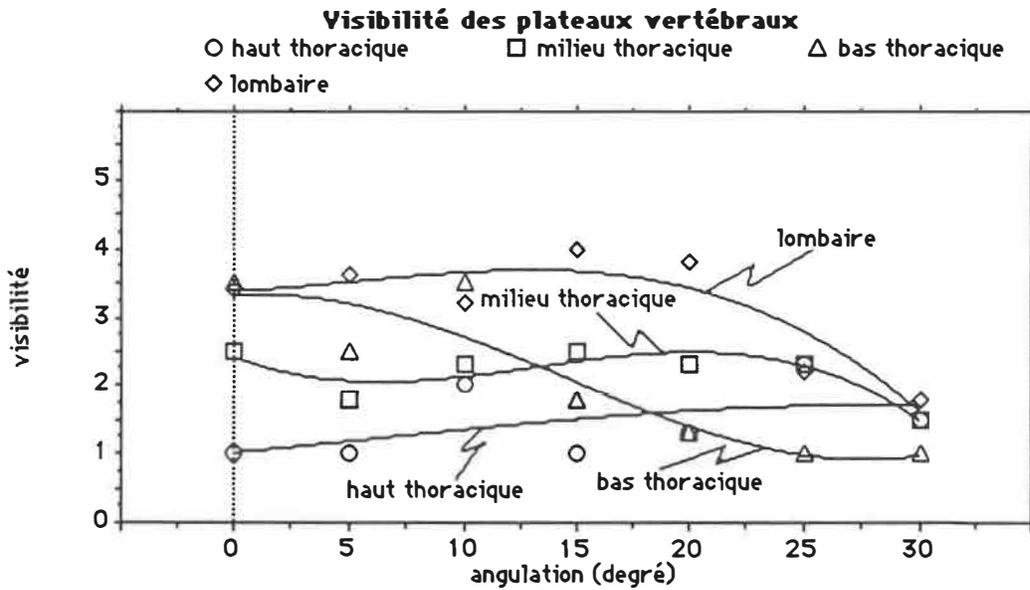


Figure 3.5  
Visibilité moyenne des niveaux vertébraux en fonction de l'angulation du tube (plateaux)

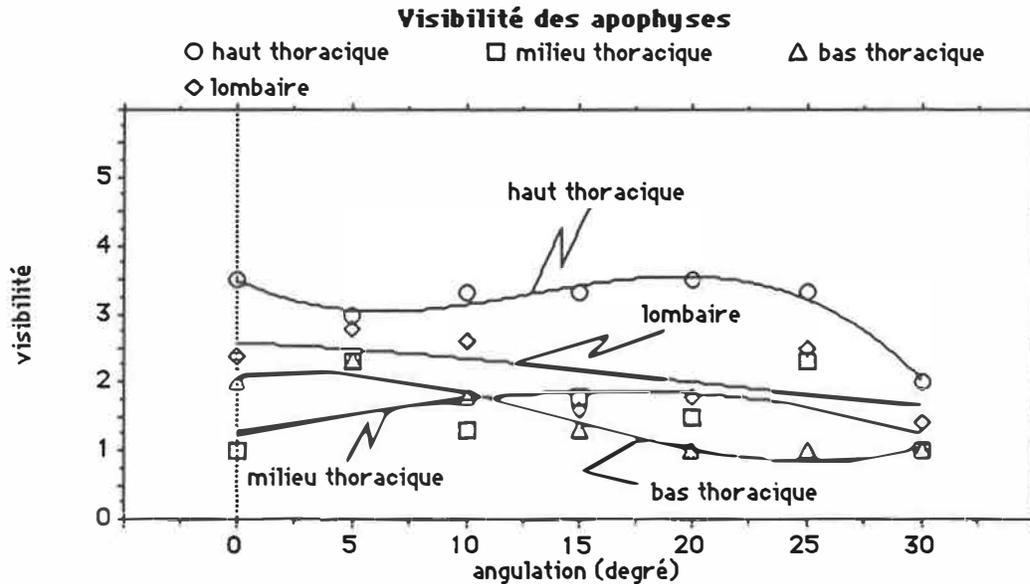


Figure 3.6  
Visibilité moyenne des niveaux vertébraux en fonction de l'angulation du tube (apophyses)

La visibilité générale des apophyses semble peu influencée par l'angulation du tube. En effet, la figure 3.6 ne montre qu'une légère diminution de la visibilité avec l'angulation.

Ponctuellement, pour certains niveaux, il semble y avoir une augmentation de la visibilité à partir de l'angulation de 20°. Ceci est en fait un artefact causé par la nécessité d'augmenter la dose de rayons X à partir de cet angle. En effet, avec l'augmentation de l'angle du tube à rayons X, les radiations doivent traverser plus de matière, principalement aux niveaux thoraciques supérieurs et centraux, ce qui tend à sous exposer la colonne vertébrale pour ces niveaux. La même dose a été utilisée pour les angulations de 0° à 15° et a été augmentée pour les angulations de 20° à 30°.

L'augmentation de la dose de rayons X se traduit par une augmentation de la visibilité à ces niveaux vertébraux.

### 3.1.2 Discussion

Le but de cette section est de proposer des explications concernant le comportement de la visibilité des repères anatomiques vertébraux en fonction du niveau vertébral et de l'angulation du tube à rayons X.

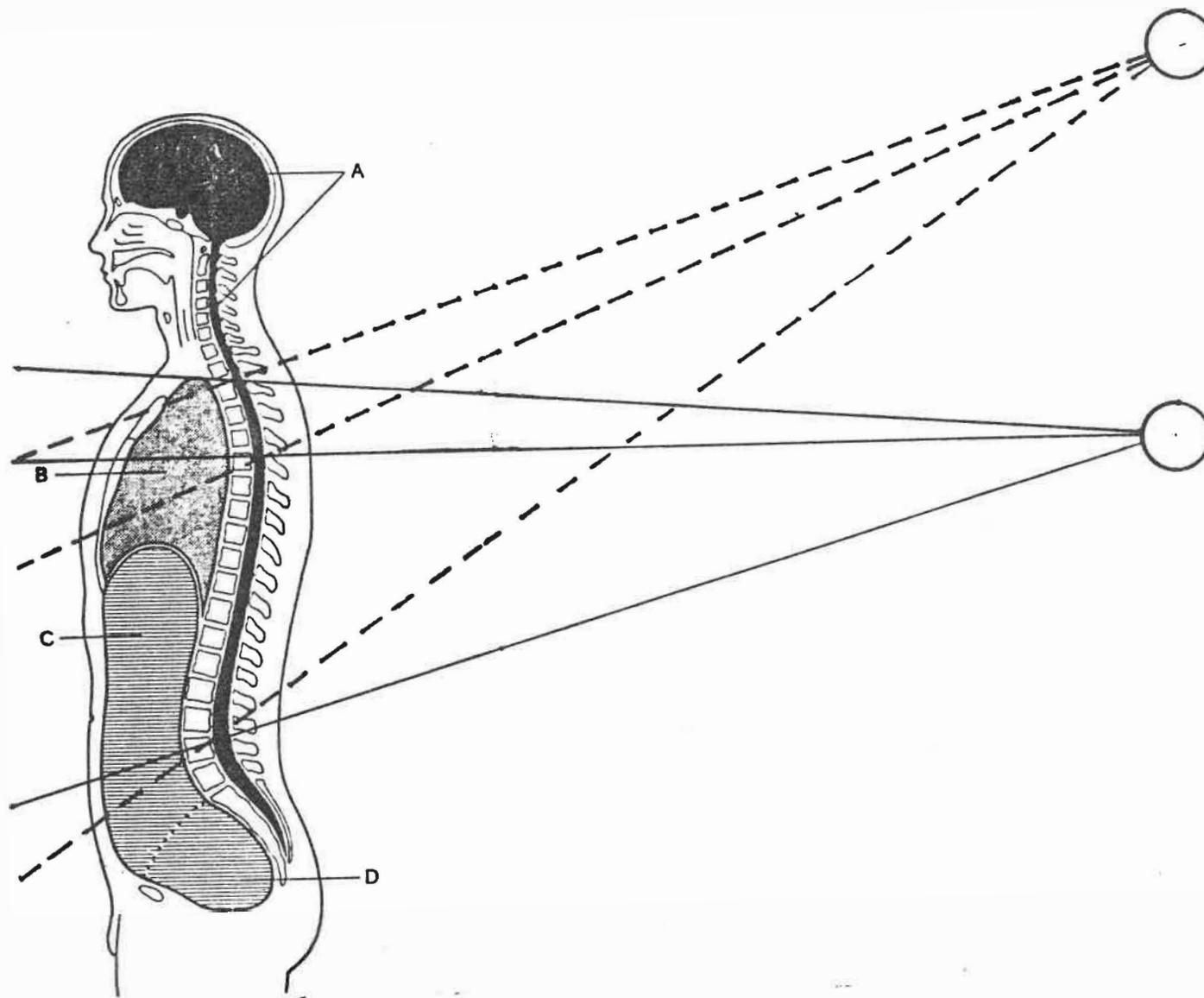
Le tronc présente une multitude d'organes, constitués de matériaux de densités et d'épaisseurs différentes, qui font écran aux rayons X en les absorbant ou en les déviant. La partie supérieure de la cage thoracique est moins épaisse et ne contient essentiellement que le sommet des poumons dont la majorité du volume est constitué d'air. Ainsi, les vertèbres des niveaux T1 à T4 font face à moins de matière que les vertèbres des niveaux T5 à T12, ce qui provoque une légère surexposition de la partie thoracique supérieure qui apparaît alors plus sombre sur les films radiographiques. La partie abdominale du tronc est moins épaisse que la cage thoracique et ne contient que les vertèbres lombaires comme constituantes osseuses. Les autres organes environnants sont principalement les intestins. Il y a ainsi beaucoup moins de diversités au niveau des densités et des épaisseurs au niveau abdominal qu'au niveau thoracique. Il est alors beaucoup plus facile d'obtenir un bon contraste de la colonne vertébrale au niveau

lombaire qu'au niveau thoracique, d'autant plus que la taille des vertèbres va en croissant de T1 à L5. La vertèbre L5 fait exception; dans la majorité des cas, elle est sous exposée.

En plus des considérations anatomiques mentionnées précédemment, le fait de relier la position de la source de rayons X aux courbures naturelles de la colonne (cyphose et lordose) permet d'expliquer le comportement de la visibilité des repères en fonction du niveau vertébral et de l'angulation du tube (figure 3.7).

Ainsi, lorsque le tube est en position à  $0^\circ$ , les courbures de la colonne font que les vertèbres des niveaux T6 à L5 se présentent presque de face par rapport à la source de rayons X. Les pédicules contrastent alors relativement bien par rapport au corps vertébral. Les plateaux vertébraux apparaissent comme des lignes ou bien comme des ellipses très écrasées et présentent une visibilité relativement bonne (3 et plus). Dans le cas des niveaux T1 à T6, l'orientation des vertèbres font qu'elles se présentent plus ou moins axialement par rapport à la source, ce qui provoque un chevauchement de l'image des plateaux vertébraux sur le cliché radiographique. Ainsi, pour ces niveaux vertébraux, les plateaux sont très difficiles à identifier.

Le déplacement vertical du tube, imposé pour compenser l'augmentation de l'angle, donne l'impression d'une réorientation des vertèbres selon les différentes positions du tube (figure 3.8). Ainsi,



**Figure 3.7**  
Orientation des vertèbres par rapport à la  
position de la source de rayons X

il est possible de constater, en ce qui concerne la visibilité des plateaux, que le déplacement de la source provoque un déplacement de la visibilité vers les niveaux thoraciques supérieurs et diminue la visibilité pour les niveaux thoraciques inférieurs (figure 3.2). La lordose lombaire fait que les vertèbres de ces niveaux présentent toujours une vue de face, plus ou moins inclinée, par rapport à la source. Ceci se traduit par une absence de chevauchement sur le film radiographique et par une bonne visibilité.

Les résultats de la section précédente semblent s'accorder, dans l'ensemble, avec ces considérations anatomiques et théoriques. Généralement, les repères sont plus visibles aux niveaux lombaires qu'aux niveaux thoraciques. Le déplacement de la visibilité des plateaux vers les niveaux thoraciques supérieurs a été observé lors de l'augmentation de l'angle du tube (figure 3.2). La visibilité des apophyses ne semble pas influencée par l'orientation relative des vertèbres par rapport à la source, l'allure des courbes de visibilité restant la même (figure 3.3). La diminution générale de la visibilité des repères avec l'angulation s'explique par le fait que les rayons X ont beaucoup plus de matière à traverser pour des grands angles. Finalement, l'apparente augmentation de la visibilité des pédicules avec l'angulation du tube, notamment à  $30^\circ$ , peut s'expliquer par le fait que les autres structures vertébrales étant très peu visibles aux grandes angulations, seules les pédicules attirent le regard.

Il ne semble pas possible de déterminer, de façon définitive, l'angle de vue donnant la meilleure identification des repères anatomiques vertébraux. En effet, pour les pédicules, la visibilité semble meilleure pour les grands angles ( $25^\circ$  et  $30^\circ$ ) tandis que les plateaux et les apophyses donnent des visibilités faibles pour ces mêmes angles. Dans le cas des plateaux, la visibilité des niveaux thoraciques supérieurs et centraux est faible (1 à 2) et demeure constante pour tous les angles. Les niveaux thoraciques inférieurs et lombaires présentent une bonne visibilité (3 et plus) pour les angles de  $0^\circ$  et  $5^\circ$ . Cette visibilité diminue rapidement pour des angles supérieurs à  $15^\circ$ . Les apophyses présentent le même genre de comportement, mais ce sont les niveaux situés aux extrémités de la colonne qui donnent la meilleure visibilité.

Pour l'ensemble des repères, il semble que les angles de  $0^\circ$  et  $5^\circ$  seraient ceux donnant la meilleure visibilité générale des repères anatomiques vertébraux.

### 3.2 RÉSULTATS DE LA VALIDATION DE LA MÉTHODE DE RECONSTRUCTION

La présente section couvre l'ensemble des résultats obtenus lors de la validation de la méthode de reconstruction. Ces résultats ont été obtenus en reconstruisant différents points situés sur l'objet de calibrage et en comparant leurs coordonnées

reconstruites avec leur coordonnées mesurées à l'aide de techniques métrologiques, telles que présentées à la section 2.3.1.

Tous les résultats présentés sont exprimés en millimètre et les erreurs de reconstructions tridimensionnelles mentionnées dans cette section sont données par la relation:

$$E_{3D} = \sqrt{E_X^2 + E_Y^2 + E_Z^2} \quad (3.1)$$

avec  $E_{3D}$  = erreur tridimensionnelle sur les coordonnées reconstruites

$$E_i = |C_i - M_i|, \quad i = x, y, z \quad (3.2)$$

$E_i$  = erreur sur la coordonnée reconstruite

$C_i$  = coordonnée reconstruite

$M_i$  = coordonnée mesurée.

La validation de la méthode a été effectuée selon cinq champs, tels que décrits à la section 2.4.4:

- 1 - l'influence de l'utilisation de points de calibrage situés à l'intérieur du volume de calibrage;
- 2 - l'influence du nombre de points de calibrage;
- 3 - l'exactitude de la méthode en extrapolation;
- 4 - la répétabilité de la méthode;
- 5 - l'influence de la répartition des points de calibrage.

Les détails de tous les essais effectués ont été donnés au chapitre précédent. L'ensemble des tests statistiques a été effectué à l'aide du test T de Student. L'annexe D illustre un exemple de calcul pour ce test.

### 3.2.1 Influence des points de calibrage situés à l'intérieur du volume de calibrage

La figure 3.8 présente graphiquement les résultats obtenus lors des différents essais. Les valeurs numériques sont données au tableau 3.1 et les résultats des tests statistiques sont présentés au tableau 3.2

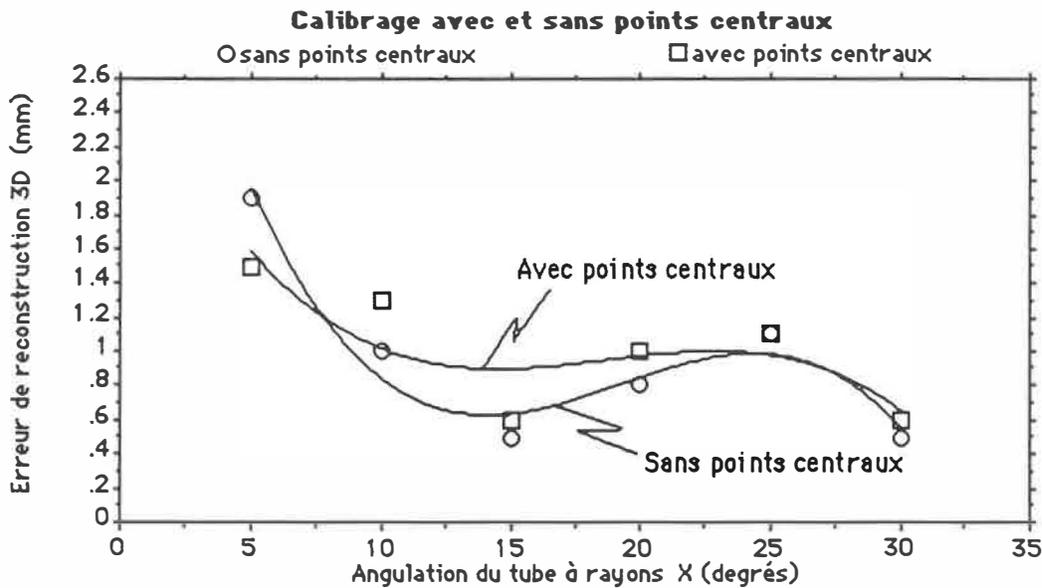


Figure 3.8  
Influence des points de calibrage situés sur la plaque du milieu

Les six premiers essais furent effectués avec points de calibrage situés seulement sur les plaques avant et arrière de

l'objet de calibrage. Les six essais suivants furent effectués avec des points de calibrage situés sur la plaque du milieu, en plus des points utilisés précédemment (sur les plaques avant et arrière).

Tableau 3.1  
Influence des points de calibrage situés sur la plaque du milieu  
(N = 12 points reconstruits)

Essais (sans points centraux)	angle (degré)	moyenne (mm)	écart type (mm)	valeur max (mm)	valeur min (mm)
1	5	1.9	1.4	4.2	0.1
2	10	1.0	0.8	2.9	0.2
3	15	0.5	0.3	1.1	0.1
4	20	0.8	0.4	1.5	0.3
5	25	1.1	0.7	2.7	0.3
6	30	0.5	0.3	1.2	0.1

Essais (avec points centraux)	angle (degré)	moyenne (mm)	écart type (mm)	valeur max (mm)	valeur min (mm)
7	5	1.5	1.0	3.2	0.4
8	10	1.3	0.5	2.0	0.4
9	15	0.6	0.4	1.4	0.3
10	20	1.0	0.5	2.1	0.3
11	25	1.1	0.4	2.0	0.6
12	30	0.6	0.4	1.4	0.2

A l'exception de l'angulation à 5°, où les erreurs sont sensiblement plus élevées, les résultats des essais effectués sans points de calibrage centraux montrèrent des erreurs moyennes de l'ordre du millimètre avec des erreurs maximales inférieures à 2.9 mm. Les erreurs furent nettement inférieures pour l'angulation de 30°. Pour les angulations de 10° à 25°, il ne semble pas y avoir de

relation directe entre l'erreur de reconstruction et l'angulation du tube à rayons X.

Le tableau 3.2 donne les résultats de l'étude statistique effectuée selon le test de Student. Les paramètres T et D sont respectivement la valeur calculée du test de Student et le nombre de degrés de liberté de la solution. Les valeurs des tables sont tirées de Gilbert (1978).

Tableau 3.2  
Test de Student sur l'influence de points de calibrage centraux  
( $\alpha = 0.05$ )

Essais	angle (degré)	T	D	table	résultats
1 vs 7	5	0.805	22	2.07	NS
2 vs 8	10	1.102	20	2.09	NS
3 vs 9	15	0.693	22	2.07	NS
4 vs 10	20	1.082	23	2.07	NS
5 vs 11	25	0.000	19	2.09	NS
6 vs 12	30	0.693	22	2.07	NS

S = différence significative  
NS = différence non significative

L'utilisation de points de calibrage centraux, en plus des points situés sur le périmètre de l'objet, ne donna pas de résultats significativement différents (tableaux 3.1 et 3.2). L'erreur moyenne a quand même diminué pour l'angulation de 5° mais a légèrement augmenté pour les angulations de 10° à 20°, ce qui est à l'opposé des résultats de Marzan (1976) et de Wood (1986). Les angulations de 25° et 30° semblent moins affectées par l'utilisation de points de calibrage centraux.

Les différences entre ces résultats et ceux de Marzan (1976) peuvent s'expliquer par le fait que cet auteur utilise une installation photogrammétrique avec des caméras et que l'exactitude de son système est d'environ 0.01 mm. Ainsi, les erreurs étant très petites, le système sera plus sensible aux variations. De plus, les lentilles des caméras engendrent de la distorsion dans les images, ce qui se répercute sur les résultats. Tous ces facteurs font qu'il est préférable d'utiliser des points bien répartis sur l'objet de calibrage afin de donner le plus d'information spatiale possible.

Tout en utilisant également un système photogrammétrique, Wood (1986) recherchait une exactitude de l'ordre de 10 à 15 mm. Par contre, son système était utilisé pour l'étude de la course et son objet de calibrage couvrait un volume de plusieurs mètres cubes. Compte tenu de ces dimensions, les distorsions engendrées par les lentilles des caméras étaient également importantes. Ainsi, même si l'exactitude de son système est moins élevée, les dimensions de l'objet de calibrage demandaient une bonne répartition de points afin de fournir l'information spatiale requise pour le calibrage du système.

Dans le cadre de la présente étude, l'exactitude du système est de l'ordre du millimètre et un système radiographique est utilisé. Il n'y a donc pas de lentille. De plus, les dimensions de

l'objet de calibrage sont relativement restreintes. Ainsi, la grandeur des erreurs de reconstruction étant à peine supérieure à l'exactitude du système, les petites variations de ces erreurs ne paraissent pas significatives.

### 3.2.2 Influence du nombre de points de calibrage

La figure 3.9 et le tableau 3.3 présentent les résultats obtenus lors de cette nouvelle série d'essais.

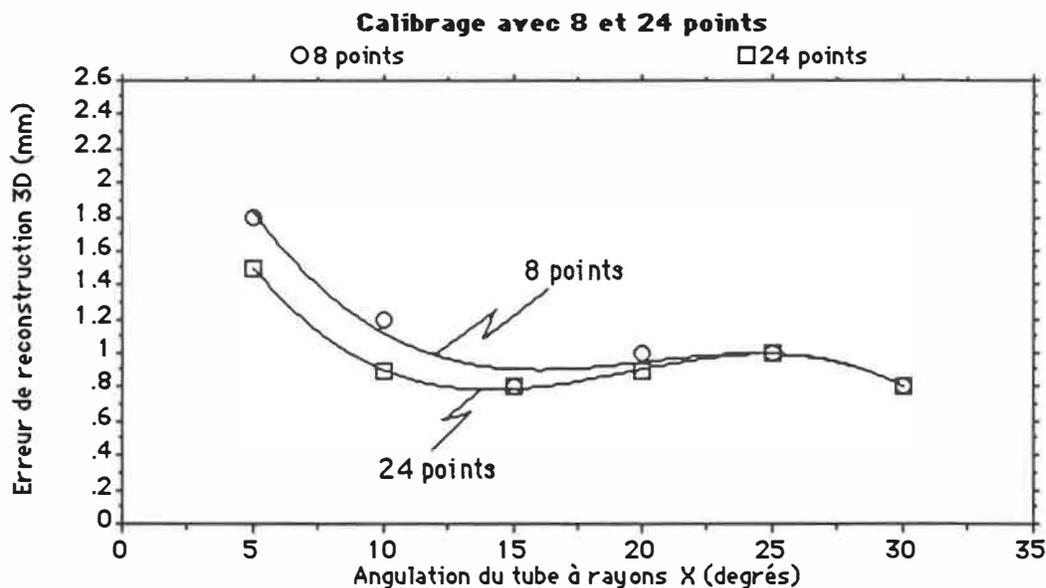


Figure 3.9  
Influence du nombre de points de calibrage

Tel que présenté à la section 2.4.4, les six premiers essais n'utilisèrent que 8 points de calibrage alors que les six suivants en utilisèrent 24.

Tableau 3.3  
Influence du nombre de points de calibrage  
(N = 15 points reconstruits)

Essais (8 points de calibrage)	angle (degré)	moyenne (mm)	écart type (mm)	valeur max (mm)	valeur min (mm)
13	5	1.8	1.2	4.2	0.2
14	10	1.2	0.8	2.9	0.2
15	15	0.8	0.2	1.1	0.4
16	20	1.0	0.5	1.8	0.3
17	25	1.0	0.5	2.2	0.4
18	30	0.8	0.4	1.5	0.3

Essais (24 points de calibrage)	angle (degré)	moyenne (mm)	écart type (mm)	valeur max (mm)	valeur min (mm)
19	5	1.5	1.0	3.4	0.2
20	10	0.9	0.5	1.9	0.2
21	15	0.8	0.3	1.4	0.3
22	20	0.9	0.2	2.1	0.2
23	25	1.0	0.5	1.8	0.5
24	30	0.8	0.4	1.7	0.4

Les six premiers essais montrèrent des erreurs moyennes variant entre 0.8 mm et 1.8 mm avec une erreur maximale de 4.2 mm. Les angulations de 5° et 10° ont donné des erreurs légèrement supérieures aux autres essais. Pour les angles de 15° à 30°, il ne semble pas y avoir de relation directe entre l'erreur sur les coordonnées reconstruites et l'augmentation de l'angle du tube à rayons X.

Les six essais suivants (19 à 24) donnèrent des résultats sensiblement identiques, l'angulation de 5° donnant la plus forte

erreur moyenne. Les angles de 10° à 30° ne semblent pas indiquer de relation entre l'erreur de reconstruction et l'angulation.

Bien qu'obtenant des erreurs légèrement inférieures lors des essais avec beaucoup de points de calibrage, aucune différence significative n'a été remarquée entre les deux séries d'essais (tableau 3.4).

Tableau 3.4  
Test de Student sur l'influence du nombre de points de calibrage  
( $\alpha = 0.05$ )

Essais	angle (degré)	T	D	table	résultats
13 vs 19	5	0.744	29	2.05	NS
14 vs 20	10	1.232	25	2.06	NS
15 vs 21	15	0.000	26	2.06	NS
16 vs 22	20	0.719	19	2.09	NS
17 vs 23	25	0.000	30	2.04	NS
18 vs 24	30	0.000	30	2.04	NS

S = différence significative  
NS = différence non significative

Ces résultats sont à l'opposé des recommandations de Marzan (1976) qui conseille d'utiliser au moins 20 points de calibrage afin d'obtenir une reconstruction plus exacte. Dans la section précédente, les contraintes de Marzan ont été décrites: une grande exactitude était désirée et les lentilles des appareils photographiques provoquaient des distorsions sur les images numérisées. Ainsi, il était nécessaire d'utiliser beaucoup de points de calibrage afin de fournir suffisamment d'information spatiale à l'algorithme de reconstruction.

L'absence de lentille dans l'installation radiographique, de même que des contraintes moins sévères au niveau des exactitudes recherchées, peuvent expliquer l'absence de différence significative lors des différentes configurations de calibrage utilisées dans de la présente étude.

L'augmentation des erreurs pour le cas à 25° n'a pas été expliquée de façon satisfaisante. Une cause possible de cette augmentation serait une mauvaise manipulation lors de la numérisation de la stéréopaire. La radiographie n'était peut-être pas bien posée à plat sur la table. Il est également possible que des erreurs soient survenues lors du calibrage de la table numérisante.

### 3.2.3 Exactitude de la reconstruction en extrapolation

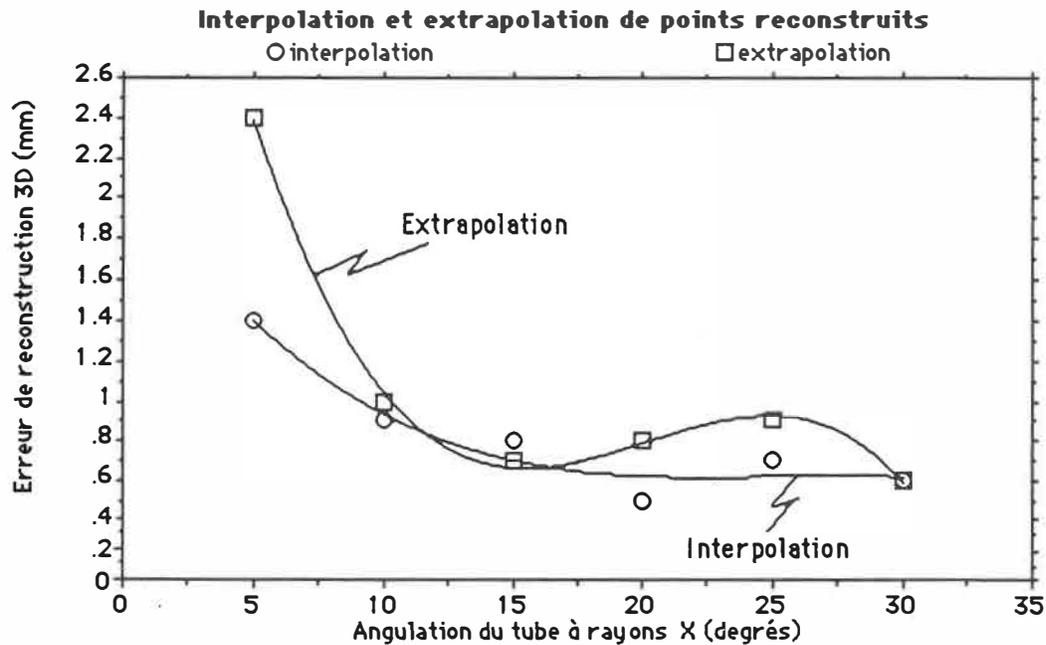


Figure 3.10  
Interpolation et extrapolation des points reconstruits

La figure 3.10 et le tableau 3.5 présentent les résultats obtenus lors de l'étude d'extrapolation. Les six premiers essais furent effectués en reconstruisant les points situés à l'intérieur du volume délimité par les points de calibrage tandis que, lors des six autres essais, les points reconstruits étaient situés au-dessus et au-dessous des points de calibrage. Ceci est illustré à la section 2.4.4 (figure 2.22).

Tableau 3.5  
Interpolation et extrapolation des points reconstruits  
(N = 18 points reconstruits)

Essais (Interpolation)	angle (degré)	moyenne (mm)	ecart type (mm)	valeur max (mm)	valeur min (mm)
25	5	1.4	0.9	3.4	0.3
26	10	0.9	0.6	2.4	0.2
27	15	0.8	0.3	1.3	0.2
28	20	0.5	0.4	1.2	0.1
29	25	0.7	0.4	1.4	0.1
30	30	0.6	0.4	1.7	0.1

Essais (Extrapolation)	angle (degré)	moyenne (mm)	ecart type (mm)	valeur max (mm)	valeur min (mm)
31	5	2.4	2.2	8.5	0.1
32	10	1.0	0.7	2.5	0.1
33	15	0.7	0.4	1.3	0.1
34	20	0.8	0.4	1.4	0.2
35	25	0.9	0.4	1.8	0.4
36	30	0.6	0.3	1.2	0.3

Les six premiers essais montrèrent des erreurs moyennes variant entre 0.5 mm et 1.4 mm avec une erreur maximale de 3.4 mm. Les erreurs de reconstruction étaient légèrement plus élevées

dans le cas des angulations de 5° et 10°. Encore une fois, il ne sembla pas y avoir de relation entre l'erreur et l'angulation pour les cas de 15 à 30°.

L'examen des essais effectués en extrapolant les points reconstruits a permis de constater que les erreurs étaient plus élevées lors des cas à 5° et 10°. Les angles de 15° à 30° donnent des valeurs d'erreurs de reconstruction très semblables.

La comparaison entre les deux séries d'essais ne donna pas de différences significatives, sauf dans le cas à 20° (tableau 3.6).

Tableau 3.6  
Test de Student sur l'exactitude de la reconstruction en extrapolation  
( $\alpha = 0.05$ )

Essais	angle (degré)	T	D	table	résultats
25 vs 31	5	1.785	23	2.07	NS
26 vs 32	10	0.460	35	2.03	NS
27 vs 33	15	0.849	33	2.03	NS
28 vs 34	20	2.250	36	2.03	S
29 vs 35	25	1.500	36	2.03	NS
30 vs 36	30	0.000	33	2.03	NS

S = différence significative  
NS = différence non significative

L'absence de différence significative, dans presque tous les cas, est à l'opposé des résultats obtenus par Wood (1986) qui nota une dégradation significative de l'exactitude lors de la reconstruction de points situés à l'extérieur de l'objet de calibrage.

L'installation de Wood a été décrite dans la section 3.2.1. Ainsi, les extrapolations qu'il a effectuées étaient de près d'un mètre à l'extérieur de son objet de calibrage. Ceci représentait des distances d'extrapolation de l'ordre de 30% à 50% par rapport aux dimensions de son objet de calibrage. Pour ces distances, la distorsion engendrée par les lentilles étaient certainement un facteur très important de la diminution de l'exactitude de reconstruction. Dans le cadre de la présente étude, les extrapolations ont été effectuées sur des distances relativement faibles, soit de 10 à 15 cm à l'extérieur de l'objet de calibrage. De plus, l'installation radiographique ne comportait pas de lentilles. Par contre, ces distances de 15 cm représentent, dans la direction verticale, une distance d'extrapolation d'environ 50% par rapport à la longueur du volume de calibrage pour les angles de 5° à 25°. Dans le cas de 30°, ceci représente une extrapolation de 100%.

Il ne semble pas y avoir d'explication pertinente permettant d'expliquer la différence significative de l'augmentation des erreurs lors de l'essai à 20°.

#### 3.2.4 Répétabilité de la méthode

Les résultats de ces essais sont présentés à la figure 3.11 et dans le tableau 3.7.

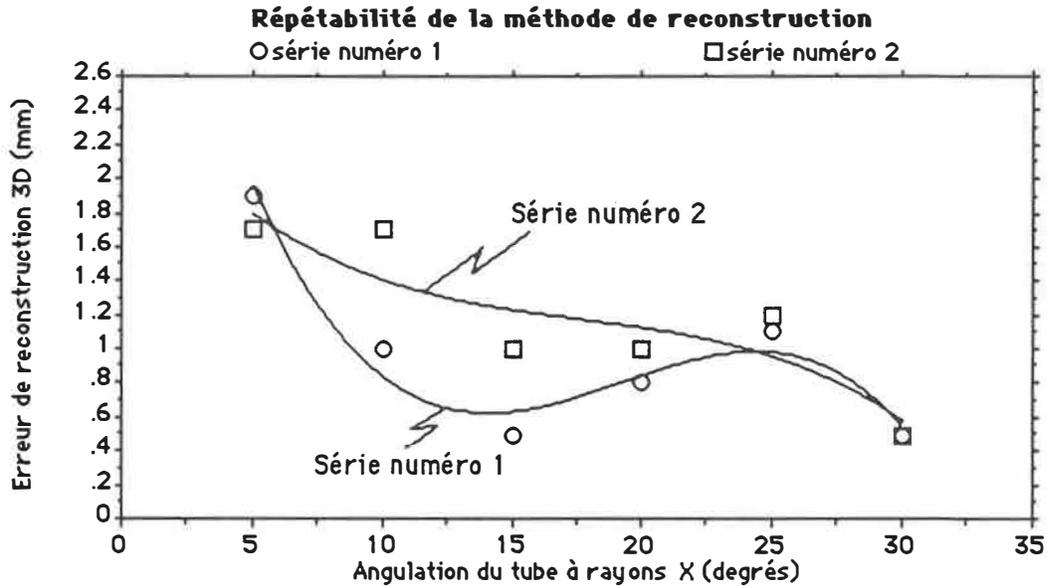


Figure 3.11  
Répétabilité de la méthode de reconstruction

Les deux séries ont été obtenues en utilisant les mêmes points de calibrage et en reconstruisant les mêmes points situés sur l'objet, mais les radiographies furent prises et numérisées de façon indépendante d'une série à l'autre.

Les six derniers essais présentèrent des erreurs moyennes variant de 0.5 mm à 1.7 mm avec une erreur maximale de 3.1 mm. Les essais à 5° et 10° montrèrent des erreurs plus grandes que dans les autres angulations et le cas à 30° donna la plus petite erreur moyenne.

La comparaison entre les deux séries donna des différences significatives pour les angulations de 10° et 15° et des différences non significatives pour les autres angulations (tableau 3.8). Dans

l'ensemble, les erreurs de reconstruction furent plus élevées dans la seconde série que dans la première.

Tableau 3.7  
Répétabilité de la méthode de reconstruction  
(N = 12 points reconstruits)

Essais (série numéro 1)	angle (degré)	moyenne (mm)	écart type (mm)	valeur max (mm)	valeur min (mm)
1	5	1.9	1.4	4.2	0.1
2	10	1.0	0.8	2.9	0.2
3	15	0.5	0.3	1.1	0.1
4	20	0.8	0.4	1.5	0.3
5	25	1.1	0.7	2.7	0.3
6	30	0.5	0.3	1.2	0.1

Essais (série numéro 2)	angle (degré)	moyenne (mm)	écart type (mm)	valeur max (mm)	valeur min (mm)
37	5	1.7	1.0	3.1	0.2
38	10	1.7	0.8	2.9	0.2
39	15	1.0	0.7	2.3	0.2
40	20	1.0	0.6	2.1	0.2
41	25	1.2	0.5	2.1	0.3
42	30	0.5	0.3	1.1	0.2

Tableau 3.8  
Test de Student sur la répétabilité de la méthode de reconstruction  
( $\alpha = 0.05$ )

Essais	angle (degré)	T	D	table	résultats
1 vs 37	5	0.403	22	2.07	NS
2 vs 38	10	2.143	24	2.06	S
3 vs 39	15	2.274	16	2.12	S
4 vs 40	20	0.961	21	2.08	NS
5 vs 41	25	0.403	22	2.07	NS
6 vs 42	30	0.000	24	2.06	NS

S = différence significative  
NS = différence non significative

L'étape de la numérisation a été suspectée comme étant la principale cause de ces différences entre les deux séries d'essais. En effet, il était nécessaire de calibrer la table numérisante pour chaque radiographie traitée. Bien qu'une grande attention a été apportée au calibrage de la table, il est possible que de petites erreurs se soient produites entre les différentes numérisations. De plus, une bille numérisée est sujette à une certaine erreur de la part de l'opérateur concernant la localisation de son centre. Le fait que les radiographies étaient ondulées, elles se trouvaient légèrement surélevées en certains endroits par rapport à la surface de la table. Tous ces facteurs peuvent engendrer de petites erreurs aléatoires, de l'ordre de quelques millimètres au maximum, sur les coordonnées des billes numérisées. Ainsi, selon l'accumulation de ces erreurs de numérisation, il est possible d'obtenir des différences plus ou moins importantes entre deux essais identiques.

L'absence de différence significative entre les deux essais à  $5^\circ$  peut s'expliquer par le fait que dans les deux cas, les erreurs sont relativement élevées. Ainsi, même si la différence n'est pas significative, on ne peut conclure que la méthode est répétable pour cet angle. Ainsi, il semble qu'à partir de  $20^\circ$ , l'angle devienne assez important pour diminuer l'influence de ces erreurs de numérisation.

La figure 3.12 illustre la disparité des erreurs sur les 12 points reconstruits lors des deux essais à  $30^\circ$ , soit ceux ayant des



Ainsi, même si les tests statistiques ne donnent pas de différence significative lors des essais à 20° et plus, il se peut que ponctuellement les différences soient importantes. Afin de diminuer l'influence des erreurs de numérisation, il est recommandé de numériser plusieurs fois les radiographies et de prendre les valeurs moyennes. Dans la même optique, il semble préférable d'utiliser, si possible, un angle élevé entre les deux positions du tube.

### 3.2.5 Asymétrie de l'objet de calibrage vs extrapolation

Les configurations de l'objet de calibrage, utilisées lors des différents essais, sont décrites à la section 2.4.4. Ceci permet de constater que lors de l'étude sur l'influence du nombre de points de calibrage, la configuration de l'objet était asymétrique. Par contre, lors des essais d'extrapolation, la configuration de l'objet de calibrage était symétrique.

Sans faire de comparaison statistique, l'examen des résultats des essais mentionnés précédemment a permis de constater que les erreurs sur les coordonnées reconstruites étaient légèrement plus petites lors des essais d'extrapolation que lors de l'utilisation de 24 points de calibrage placés de façon légèrement asymétrique, et ce pour les angulations de 15° à 30°. Il semble donc préférable d'utiliser moins de points de calibrage mais de bien les répartir symétriquement sur l'objet de calibrage, confirmant les résultats de Wood (1986).

### 3.2.6 Synthèse

L'ensemble des résultats de l'étude de validation de la méthode de reconstruction a permis de confirmer les points suivants:

- l'utilisation de points de calibrage situés à l'intérieur du volume de calibrage n'augmente pas de façon significative l'exactitude de la reconstruction tridimensionnelle. Il est ainsi nécessaire d'utiliser des points de calibrage situés seulement sur la périphérie de l'objet de calibrage;
- l'augmentation du nombre de points de calibrage, situés sur le périmètre de l'objet, augmente, mais de façon non significative, l'exactitude de la reconstruction;
- la reconstruction de points situés à l'extérieur de l'objet de calibrage (sur des distances allant jusqu'à 50% de sa longueur) donne des différences très peu ou pas significatives par rapport à la reconstruction de points situés à l'intérieur de l'objet de calibrage;
- la méthode de reconstruction est très sensible aux erreurs survenant lors de la numérisation des radiographies;
- même si cela implique une extrapolation des points reconstruits, l'utilisation de points de calibrage répartis symétriquement sur l'objet de calibrage est préférable à l'utilisation d'un plus grand nombre de points répartis asymétriquement.

### 3.3 INFLUENCE DES ERREURS DE NUMÉRISATION SUR LA RECONSTRUCTION TRIDIMENSIONNELLE

A la section précédente, il est ressorti qu'il était possible d'obtenir des erreurs tridimensionnelles de l'ordre de 2 à 3 mm sur les coordonnées reconstruites, et ce sur des points jugés très

facilement identifiables sur les radiographies. La présente section a pour but d'étudier l'influence de ces erreurs de numérisation sur l'exactitude de la reconstruction.

### 3.3.1 Erreurs de numérisation, erreurs de reconstruction et erreurs DLT

Le but de cette section est de définir, ou de rappeler, la définition des trois types d'erreurs dont il est fait mention dans le reste de ce travail, soit l'erreur de numérisation, l'erreur de reconstruction et l'erreur DLT.

#### 3.3.1.1 Erreur de numérisation

Cette erreur a été abordée dans la section précédente et se définit comme étant l'erreur sur les coordonnées de points numérisés, situés sur le film radiographique. Ces erreurs proviennent de plusieurs sources, dont les principales sont:

- l'erreur sur la localisation d'un point sur une radiographie. Dans le cas d'une petite bille, cette erreur est de l'ordre du rayon de la bille, soit  $\approx 0.35$  mm pour cette étude. Cette erreur est supposée plus importante (de l'ordre de quelques millimètres) lors de l'identification de repères anatomiques apparaissant comme des ombres sur les radiographies;
- l'erreur systématique causée par la résolution de l'appareil de numérisation. Dans le cadre de cette étude, l'erreur systématique était de 0.27 mm sur chaque coordonnée numérisée obtenue à l'aide de la table Calcomp 9482;
- les autres sources d'erreurs sont principalement dues aux distorsions du film radiographique (étirement inégal selon les

axes du film et ondulation du film) et sont difficilement quantifiables.

### 3.3.1.2 Erreur de reconstruction ou erreur sur les coordonnées reconstruites

Ce type d'erreur a été défini à la section 3.2. Il s'agit de la différence absolue entre la valeur mesurée, à l'aide d'instruments métrologiques, et la valeur reconstruite d'une coordonnée X, Y ou Z d'un point. Ces erreurs sont principalement causées par les facteurs suivants:

- l'erreur sur la localisation du même point ou repère sur les deux radiographies de la stéréopaire. Il s'agit en fait d'une erreur de numérisation;
- l'inexactitude (erreur) des mesures sur les coordonnées spatiales de l'objet de calibrage ( $x = 0.38$  mm,  $y = 0.41$  mm et  $z = 0.53$  mm). Ce sont ces mesures qui sont utilisées lors du calibrage de la méthode et qui permettent de calculer les paramètres de reconstruction;
- les erreurs d'arrondies survenant lors des différents calculs. Afin de minimiser ces erreurs, tous les nombres réels et les opérations réelles ont été définis en double précision dans le programme DLT.

L'erreur de reconstruction donne une très bonne indication de l'exactitude de la méthode. Cependant, puisque le but de l'algorithme est de calculer les coordonnées X, Y et Z qui sont inconnues, ce type d'erreur ne peut évidemment pas être utilisé en situation réelle, comme lors de la reconstruction de la colonne vertébrale. Il est

donc nécessaire de déterminer l'exactitude de la reconstruction par un autre moyen.

### 3.3.1.3 Erreur DLT

L'erreur DLT est une estimation de l'erreur sur les coordonnées reconstruites, calculée par le programme de reconstruction DLT. Cette estimation est basée sur le principe statistique de la propagation des erreurs et est détaillée à la section 1.2.2.4 et dans Hallert (1970) et Marzan (1976). Il s'agit en fait de l'écart type sur les coordonnées reconstruites.

L'erreur DLT constitue la seule indication de l'exactitude de la reconstruction tridimensionnelle. Il est donc important de vérifier si elle représente bien l'erreur sur les coordonnées reconstruites. La figure 3.13 illustre, pour un cas typique (l'essai 22), les erreurs de reconstruction et les erreurs DLT pour les mêmes points reconstruits.

Ces courbes montrent que l'erreur DLT n'est pas très représentative de l'erreur de reconstruction car elle donne, dans la majorité des cas, une valeur inférieure à cette dernière et des différences pouvant atteindre un millimètre.

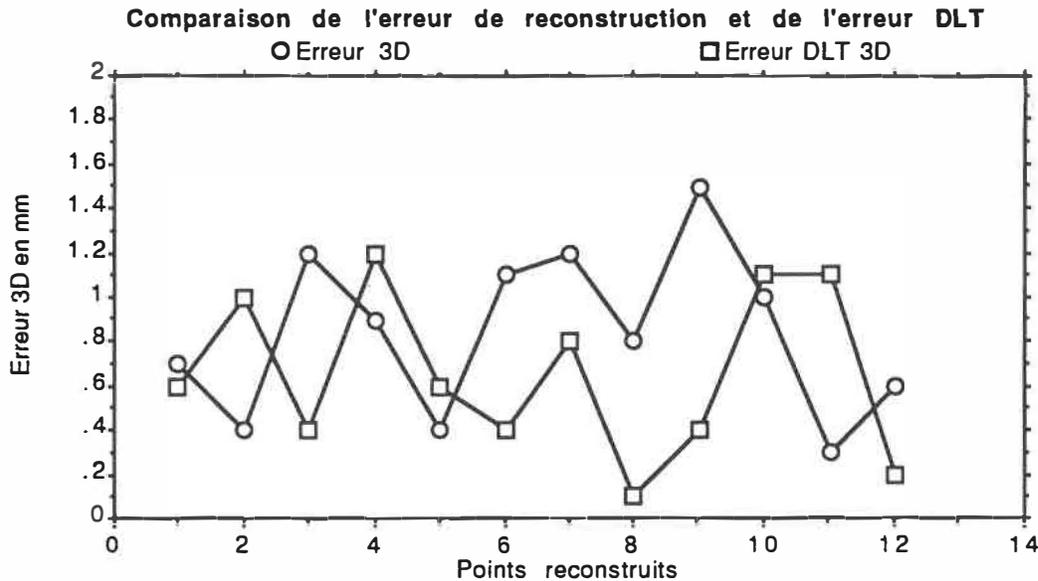


Figure 3.13

Comparaison des erreurs de reconstruction et des erreurs DLT

L'absence de corrélation entre ces deux types d'erreurs est très bien illustrée par la figure 3.14, où l'erreur de reconstruction est exprimée en fonction de l'erreur DLT. La régression linéaire donna un coefficient de corrélation de 0.26 pour les 12 points reconstruits.

Pareillement, pour un plus grand nombre de points ( $n=120$ ), il n'a pas été possible de corréler l'erreur DLT et l'erreur de reconstruction ( $r=0.20$ ). La figure 3.15 illustre très bien cette affirmation.

Les outils statistiques disponibles ne semblent pas pouvoir permettre de relier, de façon fiable, l'erreur DLT à l'erreur sur les coordonnées reconstruites.

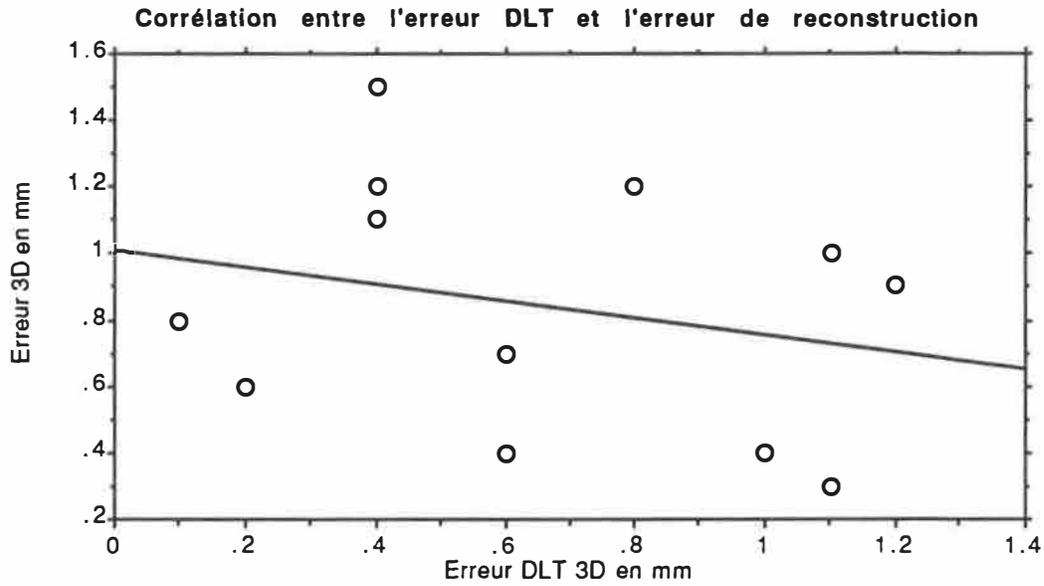


Figure 3.14  
Corrélation linéaire entre l'erreur DLT et l'erreur de reconstruction  
( $n=12$ ,  $r=0.26$ )

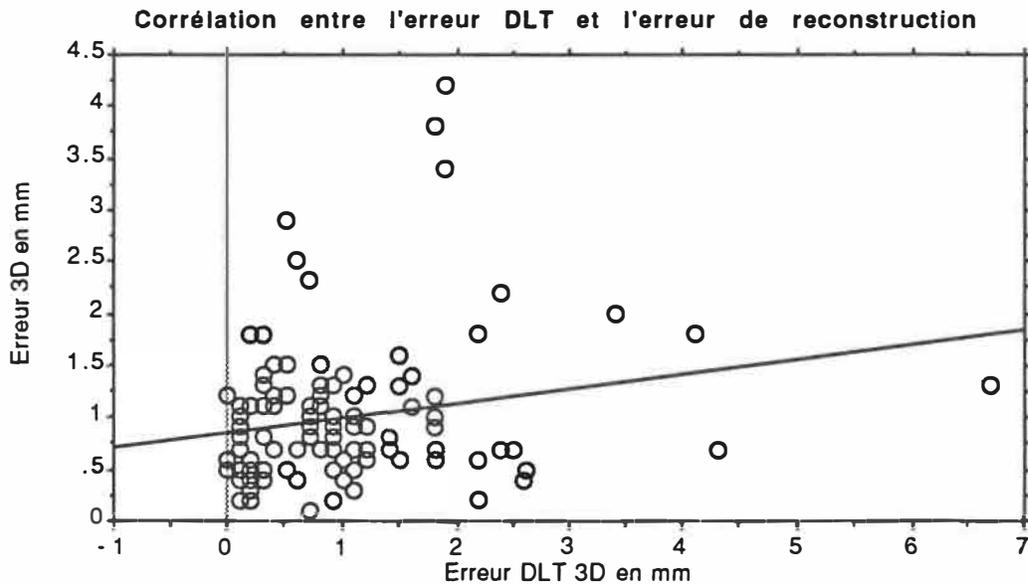


Figure 3.15  
Corrélation linéaire entre l'erreur DLT et l'erreur de reconstruction  
( $n=120$ ,  $r=0.20$ )

### 3.3.2 Comportement de l'erreur de reconstruction et de l'erreur DLT

Afin d'évaluer l'influence des erreurs de numérisation sur l'exactitude de la reconstruction, des déplacements ont été imposés sur les coordonnées numérisées X et puis Y de points situés sur la radiographie angulée. En d'autres termes, des erreurs de numérisation ont été simulées. Cette procédure est décrite en détail à la section 2.4.5. La stéréopaire  $0^\circ - 15^\circ$  a été choisie pour cette étude car elle représente le cas intermédiaire de l'ensemble des angulations. Le point choisi pour illustrer les résultats est situé au milieu de l'objet de calibrage

#### 3.3.2.1 Erreur de numérisation vs erreur de reconstruction

Les figures 3.16 et 3.17 illustrent l'évolution des erreurs de reconstruction selon l'erreur de numérisation imposée en X et Y respectivement. Il est à noter que les échelles sont différentes sur ces figures.

Ces résultats ont permis de constater que l'erreur de numérisation en X influence beaucoup moins les résultats de la reconstruction que les erreurs de numérisation en Y. En effet, les erreurs de numérisation en Y engendrent des erreurs de reconstruction 7 fois plus grande que celles causées par des erreurs de numérisation en X de même grandeur. Par exemple, une erreur de numérisation de 10 mm en Y donne une erreur de reconstruction de 35 mm alors qu'une même erreur de numérisation en X donne une

erreur de reconstruction de 5 mm. Ces résultats concordent avec ceux de Dansereau (1987).

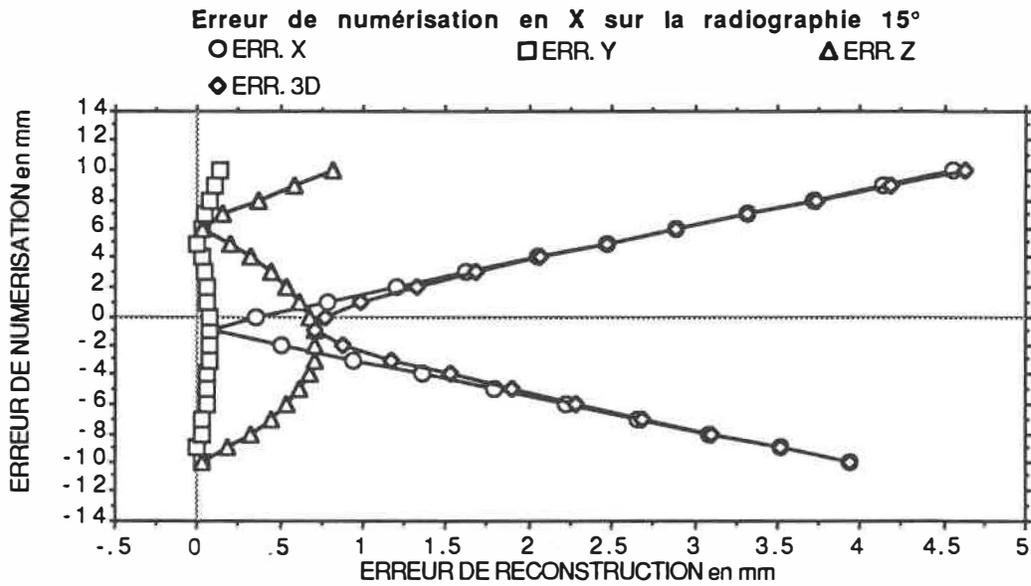


Figure 3.16  
Influence de l'erreur de numérisation en X sur les coordonnées reconstruites

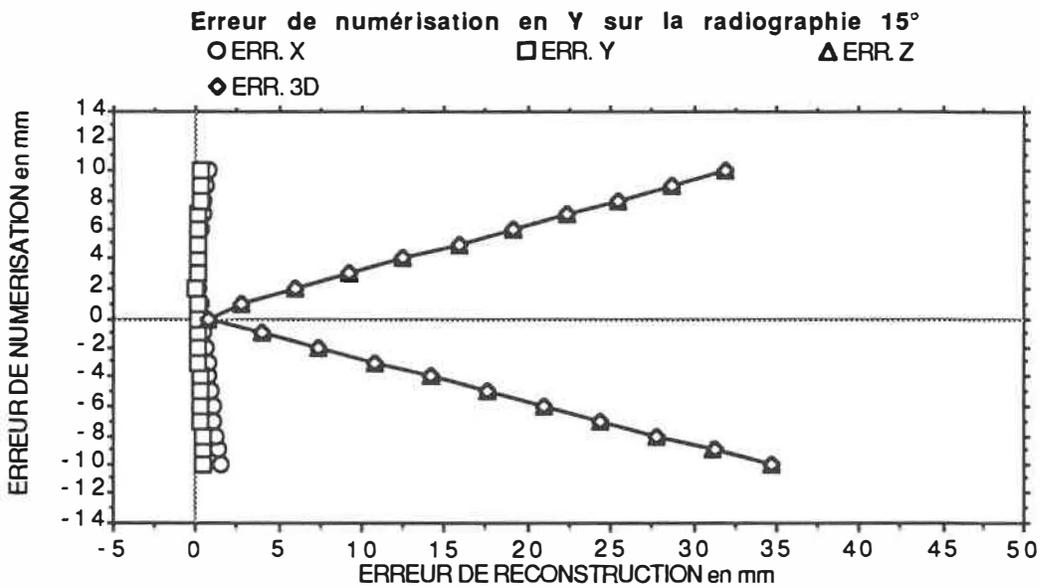


Figure 3.17  
Influence de l'erreur de numérisation en Y sur les coordonnées reconstruites

Il est possible d'expliquer analytiquement ce comportement. La figure 3.18 montre schématiquement l'installation radiographique telle que vue de dessus. Puisque le déplacement de la source (la base stéréographique) est vertical, un déplacement horizontal de la position du point reconstruit n'aura de répercussion que sur la coordonnée X reconstruite. La grandeur de l'erreur sur cette coordonnée sera proportionnelle, mais toujours inférieure, à l'erreur de numérisation en X selon la relation des triangles semblables:

$$\Delta x = \frac{\text{Erreur de numérisation en X}}{\text{Distance focale}} \times \text{distance de la source au point O} \quad (3.3)$$

Théoriquement, une erreur de numérisation en X seulement n'aura pas de répercussion sur les coordonnées Y et Z reconstruites.

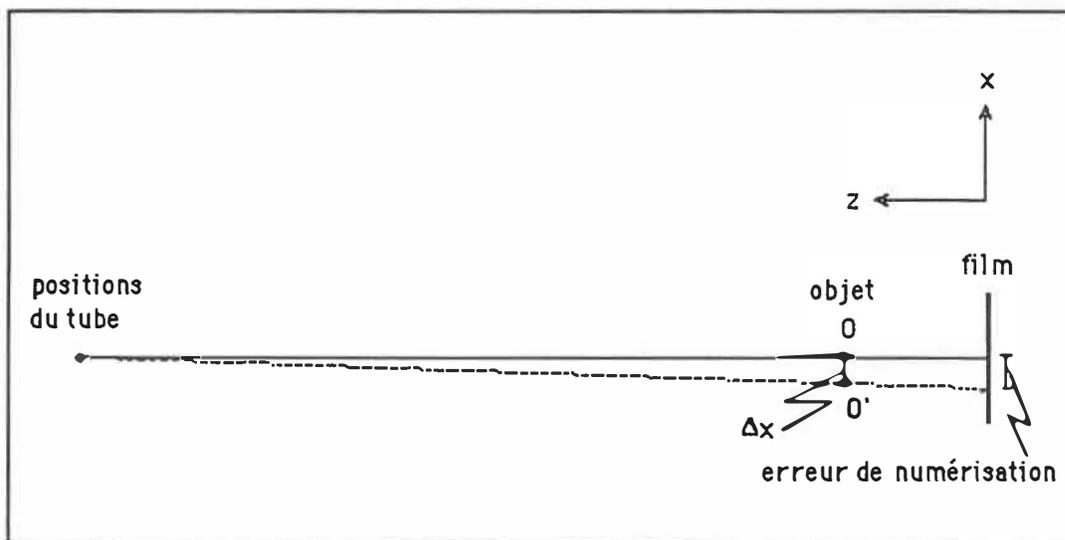


Figure 3.18  
Erreur de numérisation en X:  
(vue de dessus du système)

De la même façon, il est possible d'expliquer l'influence de l'erreur de numérisation en Y sur les coordonnées reconstruites. La figure 3.19 montre l'installation telle que vue latéralement. Cette fois-ci, l'erreur de numérisation est dans la même direction que la base. Ainsi, un déplacement du point sur la radiographie angulée engendrera une erreur uniquement sur la coordonnée Z, si et seulement si la source à  $0^\circ$  est située directement en face du point choisi.

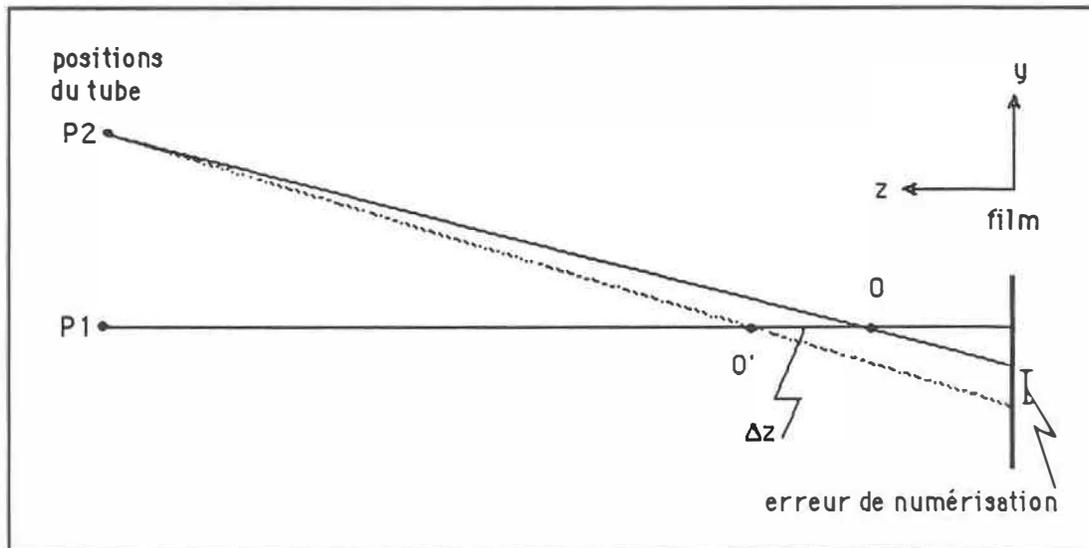


Figure 3.19  
Erreur de numérisation en y: déplacement sur la vue angulée  
(vue de profil)

La figure 3.20 illustre le cas où l'erreur de numérisation en Y se fait sur la radiographie à  $0^\circ$ . Il se produit le même phénomène si le déplacement se fait sur la radiographie angulée et que la source à  $0^\circ$  n'est pas située directement en face du point reconstruit. Ainsi,

une erreur de numérisation en Y provoquera une erreur sur les coordonnées reconstruites en Y et en Z.

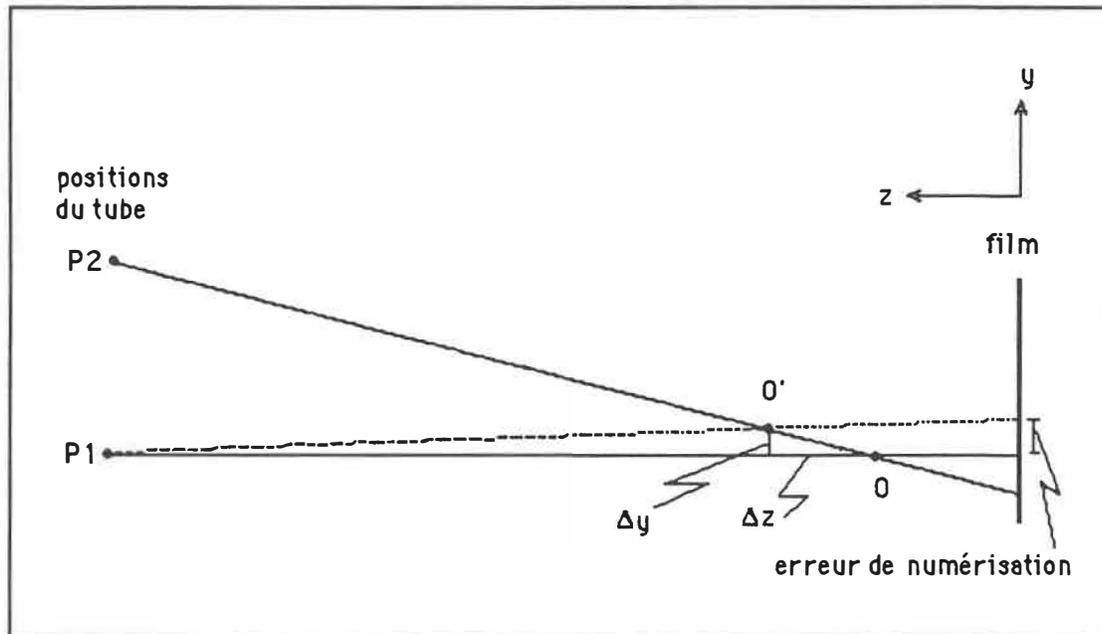


Figure 3.20  
Erreur de numérisation en y: déplacement sur la vue à 0°  
(vue de profil)

Théoriquement, une erreur de numérisation en Y n'influencera pas la coordonnée reconstruite en X.

L'examen des figures 3.16 et 3.17 révéla un comportement légèrement différent de celui prévu théoriquement. En effet, l'erreur de numérisation simulée en X engendra de légères erreurs de reconstruction selon les coordonnées Y et Z de même que l'erreur simulée en Y influença légèrement la coordonnée reconstruite en X.

La principale cause de ces différences avec le comportement théorique est que lors de l'expérimentation, il n'a pas été possible de placer l'objet de calibrage de façon parfaitement perpendiculaire à la source. L'objet était alors en position légèrement oblique par rapport à la base. En d'autres termes, l'objet ne faisait pas parfaitement face à la source de rayons X. Ainsi, un déplacement en X sur la radiographie ne correspond pas uniquement à un déplacement dans le plan X-Y de l'objet mais également à un léger déplacement selon Z, dans le système de référence de l'objet de calibrage.

A la section 2.4.3.2, les différentes manipulations permettant de corriger l'orientation de la radiographie numérisée ont été décrites. La correction de la rotation s'est effectuée en comparant les coordonnées numérisées de points considérés comme étant parfaitement alignés. Or, il est possible que les coordonnées servant de référence comportent de légères erreurs de numérisation. La radiographie ne serait donc pas parfaitement redressée, de sorte que son système d'axes ( $X'$  et  $Y'$ ) serait légèrement en rotation par rapport au système d'axes absolu ( $X$  et  $Y$ ). Ceci est illustré à la figure 3.21. Ainsi, une erreur de numérisation imposée en X se traduirait par un déplacement composé sur la radiographie, selon les axes X et Y. Le déplacement selon Y serait faible par rapport au déplacement en X mais suffisant pour influencer les coordonnées reconstruites en Y et Z.

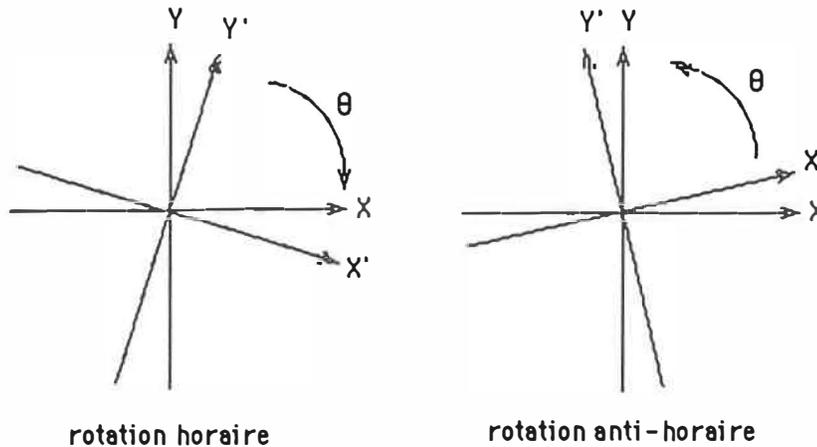


Figure 3.21  
Rotation résiduelle des radiographies numérisées

Le même raisonnement s'applique pour expliquer la différence entre le comportement théorique et observé des erreurs de reconstruction, lors de l'imposition de déplacements en Y.

Les résultats illustrés à la figure 3.16 montrèrent également un comportement non linéaire pour de petites erreurs de reconstruction. Ceci peut s'expliquer par le fait que la source de rayons X n'est pas ponctuelle. Ainsi, les radiations sont émises à partir d'une petite surface et non d'un point. La convergence des rayons X n'est donc pas parfaite, ce qui engendre de légères distorsions non-linéaires.

### 3.3.2.2 Erreur de numérisation vs erreur DLT

Les figures 3.22 et 3.23 illustrent le comportement de l'erreur DLT pour des erreurs de numérisation selon X et Y respectivement.

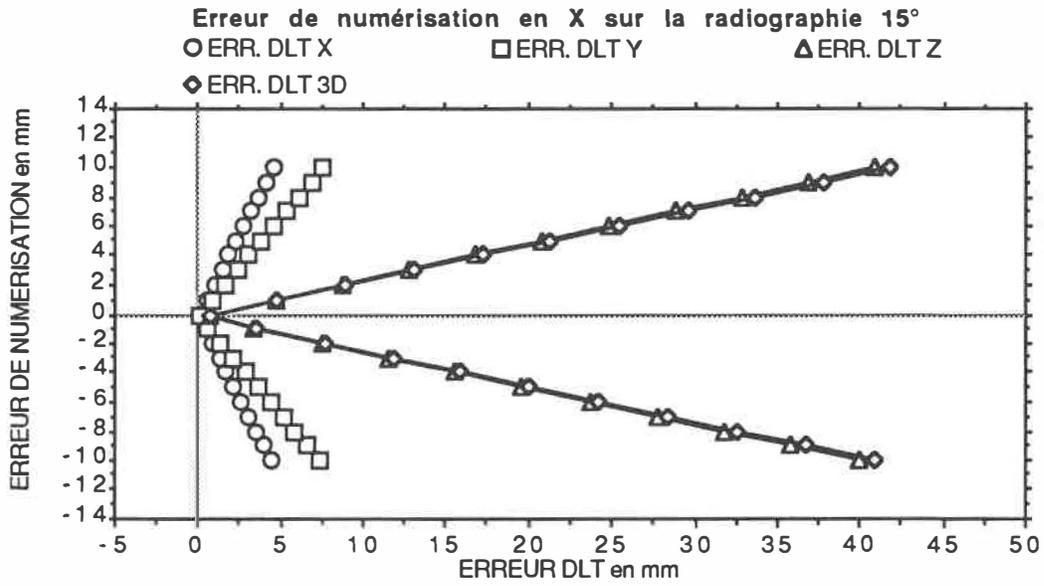


Figure 3.22  
Influence de l'erreur de numérisation en X sur l'erreur DLT

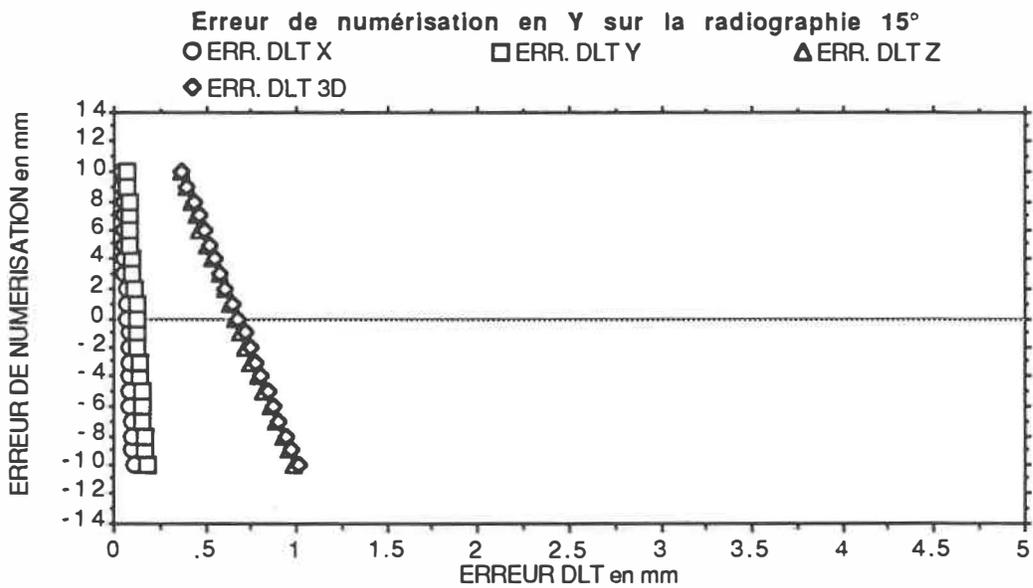


Figure 3.23  
Influence de l'erreur de numérisation en Y sur l'erreur DLT

Les erreurs de numérisation ont, sur l'erreur DLT, un effet opposé à celui sur les erreurs de reconstruction. En effet, les erreurs de numérisation en X donnent de grandes erreurs DLT tandis que les erreurs de numérisation en Y n'influencent presque pas l'erreur DLT. De plus, l'erreur DLT engendrée par des erreurs de numérisation en Y ne présente pas de symétrie par rapport à la position initiale.

Ceci peut s'expliquer par le fait que pour un point dans l'espace, les rayons partant des sources à rayons X s'intersectent en ce point avant de former les images radiographiques. L'erreur DLT est en fait un écart type sur la coordonnée reconstruite, de sorte qu'une erreur de numérisation perpendiculaire à la base stéréoradiographique fera que les droites s'éloigneront l'une de l'autre, augmentant ainsi la valeur de cet écart type. Au point d'intersection, la valeur de l'écart type (erreur DLT) est minimale. Par contre pour des déplacements parallèles à la base, toutes les positions imposées font que les droites s'intersectent en tout temps. La figure 3.24 illustre cette situation. Le point O étant la position idéale et les points O' et O" représentant les erreurs de numérisation selon l'axe Y. Théoriquement, un déplacement imposé dans le sens de la base stéréoradiographique n'affectera pas l'erreur DLT.

La figure 3.23 indique que l'imposition d'un déplacement selon Y produit une petite valeur de l'erreur DLT. Cette divergence avec la

théorie s'explique par le fait que l'objet de calibrage n'était pas parfaitement orienté de façon perpendiculaire à la source de rayons X

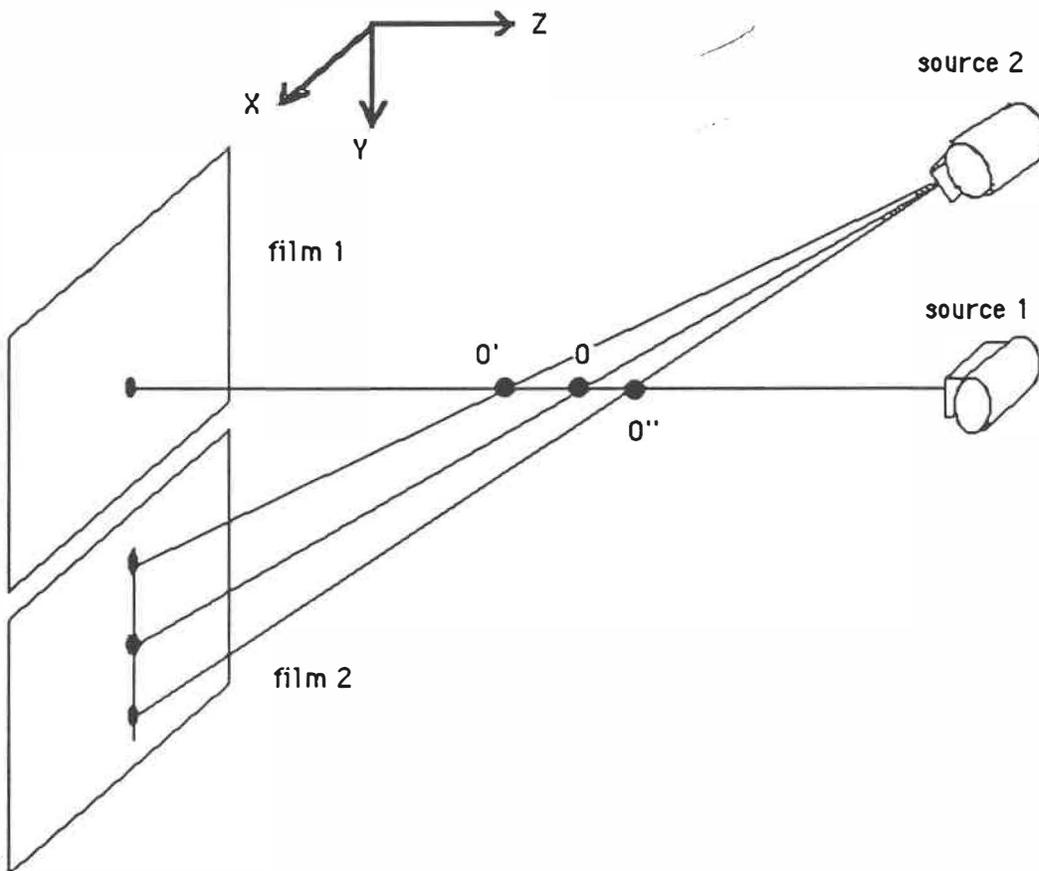


Figure 3.24  
Influence des erreurs de numérisation sur l'erreur DLT

Les résultats de la simulation d'erreur de numérisation ont permis de démontrer qu'il était possible, ponctuellement, d'exprimer, par des relations linéaires, l'évolution de l'erreur de reconstruction et de l'erreur DLT en fonction des erreurs de numérisation selon X et Y. Ainsi, en connaissant l'erreur DLT, il

serait possible de déterminer la grandeur de l'erreur de reconstruction et la grandeur de l'erreur de numérisation.

L'erreur DLT tridimensionnelle n'étant due qu'à la composante en X de l'erreur de numérisation, il serait ainsi possible d'approximer, à l'aide de l'erreur DLT, cette erreur de numérisation en X et, éventuellement, de la corriger. Par exemple, pour une erreur DLT de 33 mm, le graphique de la figure 3.25 indique une erreur de numérisation en X de 8 mm et une erreur de reconstruction de 5 mm. Ainsi, il serait possible de déplacer le point numérisé de 8 mm selon X et d'effectuer de nouveau la reconstruction. Ceci permettrait de réduire l'erreur sur les coordonnées reconstruites.

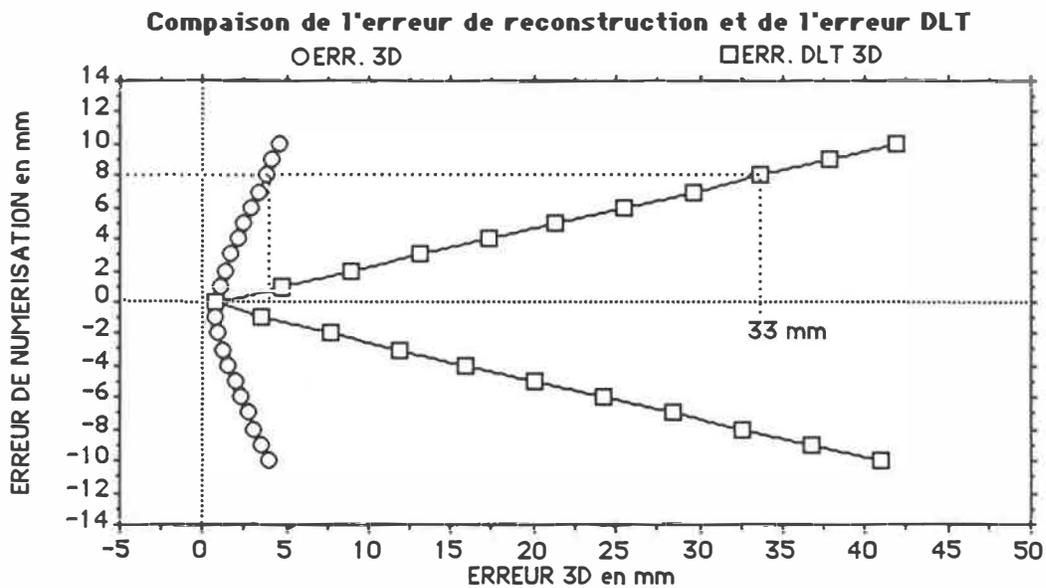


Figure 3.25  
Erreur de numérisation en X en fonction de l'erreur DLT 3D

Il est à noter que toute cette étude sur l'erreur de numérisation n'a été effectuée que pour le point situé au milieu de

la plaque centrale de l'objet de calibrage et pour la stéréopaire  $0^{\circ}$ - $15^{\circ}$ . Les sections suivantes étudient le comportement de ces relations en fonction de la position dans l'objet et selon l'angle du tube à rayons X.

### 3.3.3 Répartition des erreurs dans le volume de calibrage

Afin de caractériser l'influence des erreurs de numérisation en X sur tous les points reconstruits à l'intérieur de l'objet de calibrage, il était nécessaire de connaître la répartition des erreurs DLT partout dans le volume de calibrage. La figure 3.26 illustre la répartition de l'erreur DLT tridimensionnelle pour des points situés sur les plaques avant, centrale et arrière de l'objet de calibrage. Dans le but de bien faire ressortir cette répartition, des erreurs de numérisation de 10 mm ont été imposées sur la coordonnée X de ces points. Pour des fins de comparaison, l'erreur de reconstruction tridimensionnelle est également illustrée.

Ces résultats ont permis de constater que l'erreur DLT tridimensionnelle n'est pas uniforme sur l'ensemble de l'objet de calibrage. Une distribution parabolique de l'erreur est observée pour chaque plaque, du haut vers le bas. Le sommet de chaque parabole, où l'erreur DLT est minimum, est situé sur le point central de chaque plaque. De plus, l'erreur DLT augmente si l'on s'éloigne de la source. En effet, les erreurs sont plus petites sur la plaque avant et vont en croissant sur la plaque centrale et sont les plus grandes sur la plaque arrière.

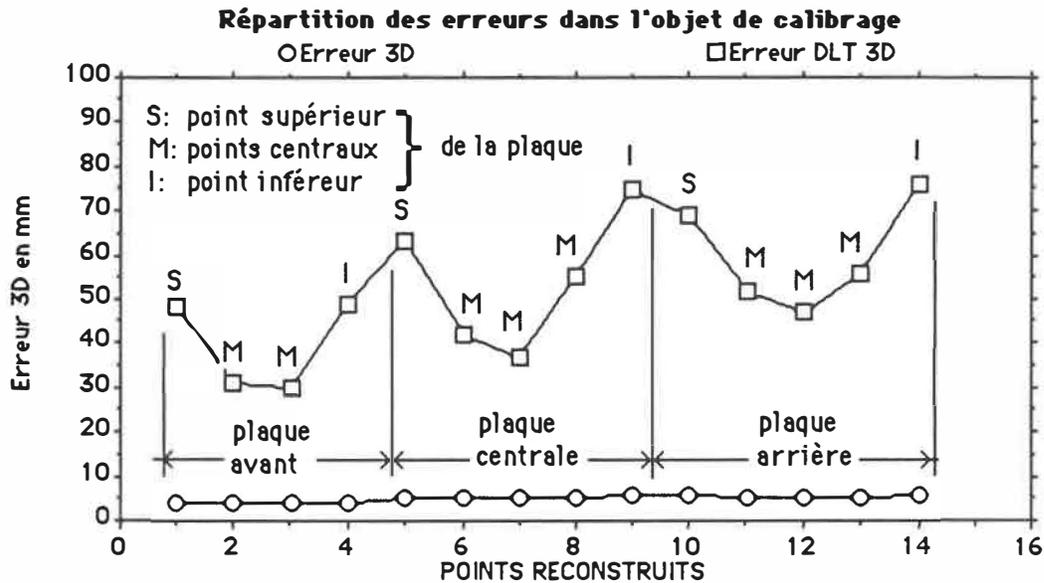


Figure 3.26  
Répartition des erreurs DLT 3D sur l'objet de calibrage

Pour l'instant, la distribution parabolique de l'erreur DLT n'est pas expliquée. Par contre, l'accroissement de l'erreur de l'avant vers l'arrière s'explique par la géométrie des triangles semblables. Ainsi, pour plusieurs points, une erreur de grandeur fixe sur la radiographie générera une erreur de plus en plus petite plus les points sont rapprochés de la source.

Le manque d'uniformité dans la répartition de l'erreur DLT rend nécessaire la connaissance des relations linéaires entre l'erreur DLT et l'erreur de numérisation en X, pour chaque point de l'objet de calibrage. Par contre, la reconstruction tridimensionnelle d'un point permet d'obtenir ses coordonnées X, Y et Z calculées de même que l'erreur DLT associée à ce point. Ainsi, les coordonnées calculées peuvent être utilisées pour connaître sa position dans l'objet de calibrage. Si les relations linéaires reliant l'erreur DLT

avec les erreurs de numérisation et de reconstruction sont connues pour tous les points de l'objet, il est alors possible, par interpolation, de déterminer les mêmes relations linéaires pour le point reconstruit. Il est ainsi possible de déterminer et de corriger l'erreur de numérisation en X associée à ce point. Puisqu'il a été vu dans la section précédente que théoriquement l'erreur de numérisation en Y n'influence pas l'erreur DLT, seule l'erreur de numérisation selon X pourra être corrigée.

### 3.3.4 Correction des erreurs de numérisation selon la coordonnée X

Cette section présente les deux méthodes développées afin de corriger l'erreur de numérisation selon la coordonnée X.

#### 3.3.4.1 Méthode analytique

Dans le but de valider la méthode de correction de l'erreur de numérisation en X décrite dans la section précédente, un cas simple fut testé.

Les relations linéaires du point central de l'objet de calibrage ont été déterminées. Il s'agissait d'utiliser l'équation de la droite de la figure 3.25:

$$\Delta x = F(\varnothing, x, y, z) \approx mE_{DLT} + b \quad (3.4)$$

avec  $\Delta x$ : erreur de numérisation en X. Elle est fonction de l'angle du tube ( $\varnothing$ ) et des coordonnées du point reconstruit dans l'objet de calibrage (x, y et z)

m: pente de la droite donnée par  $\frac{\Delta x_T}{\Delta E_{DLT}}$

$\Delta x_T$ : variation de l'erreur de numérisation en x = 10 mm

$\Delta E_{DLT}$ : variation de l'erreur DLT = 40.15 mm

b: ordonnée à l'origine de la droite  $\approx 0$

Ainsi, la relation s'écrit:  $\Delta x \approx 0.249 \times E_{DLT}$  (3.5)

Pour ce même point, des erreurs de numérisation sur ses coordonnées numérisées X et Y ont été imposées ( $\Delta x$  et  $\Delta y$  imposés). Il s'agissait de simuler des conditions représentant celles rencontrées lors de la reconstruction de repères vertébraux (erreurs de numérisation simultanées en X et Y sur un point). Ainsi, en imposant des erreurs de numérisation en X et Y, il a été possible de vérifier si la méthode était valable. Les erreurs de numérisation estimées en X ( $\Delta x$  calculé) ont été déterminées à l'aide de l'erreur DLT obtenue de la reconstruction et de la relation 3.4. Le tableau 3.9 donne les détails et les résultats de cet essai de validation.

Tableau 3.9  
Validation de la méthode de correction analytique  
(les erreurs sont exprimées en millimètres)

Essa	$\Delta x$ imposé	$\Delta y$ imposé	erreur de reconstruction			erreur DLT 3D	$\Delta x$ calculé
			x	y	z		
43	0	0	0.4	0.1	0.3	0.1	0.0
44	5	0	2.5	0.1	0.3	23.8	5.9
45	0	5	0.1	1.9	11.6	0.0	0.0
46	5	5	2.2	1.9	12.1	23.3	5.8
47	-2	6	0.8	2.3	13.9	9.3	2.3

Les résultats du tableau 3.9 montrèrent qu'il était possible d'obtenir une approximation des erreurs de numérisation en X à l'aide des relations linéaires reliant l'erreur de numérisation et l'erreur DLT. Les valeurs calculées sont toujours supérieures aux vraies valeurs. Puisque l'objet de calibrage n'était pas parfaitement orienté par rapport à la source, l'erreur de numérisation en X n'est plus responsable de la totalité de l'erreur DLT tridimensionnelle, comme il avait été supposé. Ainsi, en prenant la valeur totale de l'erreur DLT, l'erreur de numérisation calculée se trouve légèrement surestimée. Il est à noter que l'erreur de numérisation en Y (seule ou jumelée avec celle en X) n'est pas corrigée par la méthode et que les résultats ne sont pas affectés par cette erreur.

Cette méthode n'est cependant pas pratique. Il faut tout d'abord obtenir les relations linéaires pour tous les points de l'objet de calibrage. De plus, ces relations ont été obtenues avec une configuration de l'objet de calibrage qui ne sera pas forcément la même tout le temps (les points servant au calibrage peuvent changer). Or, même si l'ensemble des résultats ne diffère pas de façon significative, il a été vu précédemment que des configurations différentes de l'objet de calibrage pourront donner des différences ponctuelles importantes.

La présente étude a été effectuée pour l'angulation de  $15^\circ$  du tube à rayons X. Il faudrait recommencer toute cette étude pour chaque angulation susceptible d'être utilisée.

En plus d'être extrêmement fastidieuse, cette méthode manque de flexibilité en imposant une configuration fixe de l'objet de calibrage. De plus, l'erreur DLT étant exprimée en valeur absolue, la méthode ne donne pas le sens de l'erreur de numérisation en X.

#### 3.3.4.2 Méthode numérique itérative

Afin de contourner les limitations de la méthode de correction analytique, une méthode itérative a été mise au point. La figure 3.25 a permis de constater que l'erreur DLT tridimensionnelle, générée par l'erreur de numérisation en X, passe par un minimum et que ce minimum correspond à la plus petite erreur de numérisation.

L'algorithme de correction, illustré à la figure 3.27, consiste simplement à déplacer, sur la radiographie angulée et par incrément de 0.1 mm, la coordonnée en X du point à reconstruire, et ce jusqu'à ce que l'erreur DLT tridimensionnelle ait atteint une valeur minimum. Le déplacement en X (correction) est calculé en comparant la position en X de départ avec celle d'arrêt. Le tableau 3.10 donne les résultats de l'essai effectué avec les mêmes conditions que celui de la section précédente.

Ces résultats illustrent clairement la supériorité de cette méthode par rapport à la précédente. Ainsi, les erreurs de numérisation en X ont été correctement calculées et les erreurs de reconstruction, selon la coordonnée X, ont été réduites considérablement. La méthode permet également de déterminer le

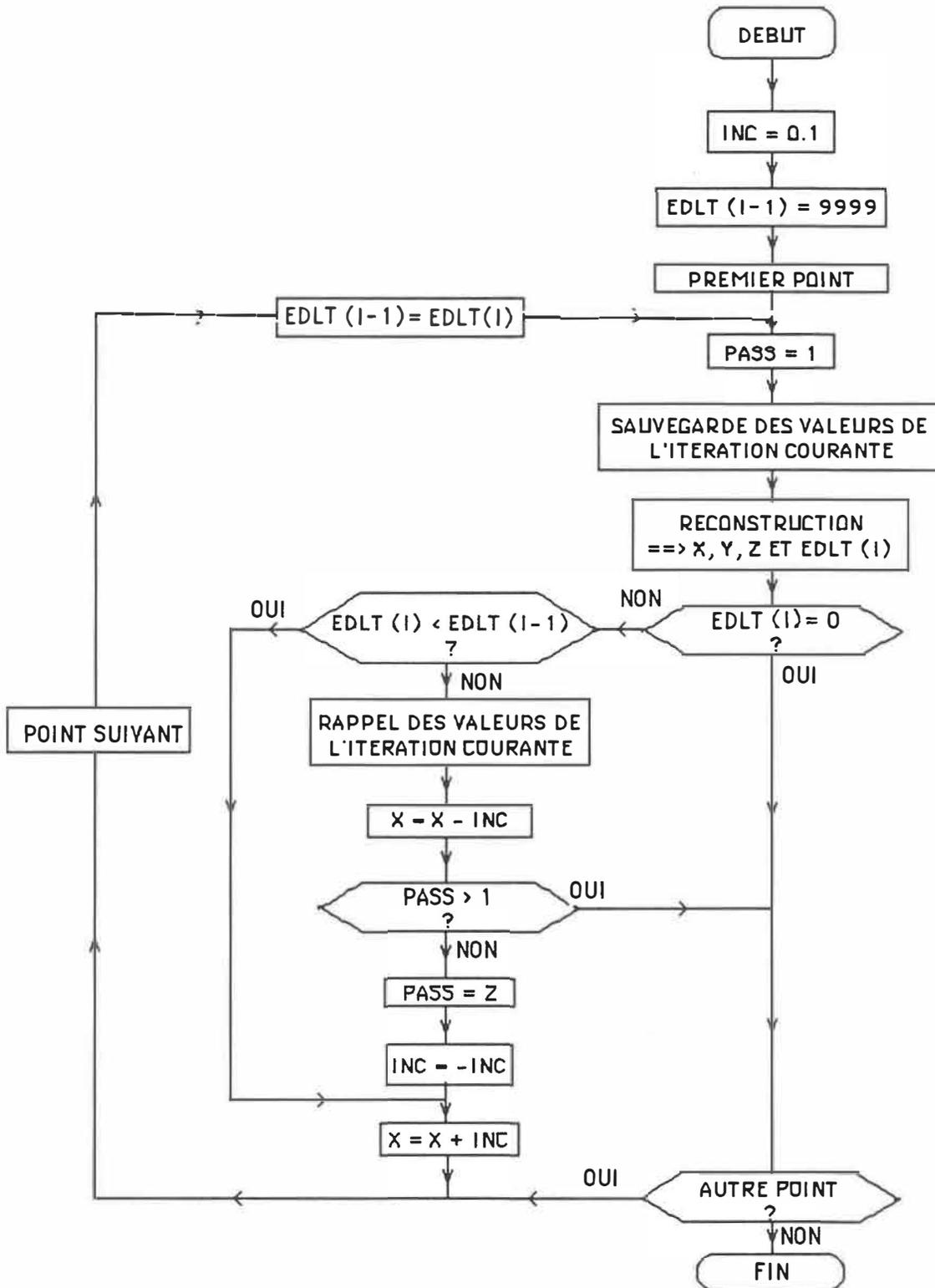


figure 3.27  
Algorithme itératif corrigeant l'erreur de numérisation en X

sens de l'erreur de numérisation. Par contre, l'algorithme n'est pas affecté par les erreurs de numérisation en Y seules ou lorsque combinées avec des erreurs de numérisation en X. Ainsi, il peut subsister des erreurs de reconstruction importantes (causées par des erreurs de numérisation en Y) même si l'erreur DLT est réduite à zéro.

Tableau 3.10  
Validation de la méthode de correction itérative  
(les erreurs sont exprimées en millimètres)

Essa	$\Delta x$ imposé	$\Delta y$ imposé	erreur de reconstruction après correction			erreur DLT 3D	$\Delta x$ calculé
			x	y	z		
1	0	0	0.4	0.1	0.3	0.1	0.0
2	5	0	0.4	0.1	0.3	0.1	5.0
3	0	5	0.1	1.9	11.6	0.0	0.0
4	5	5	0.1	1.9	11.6	0.0	5.0
5	-2	6	0.0	2.3	13.9	0.0	-2.0

Contrairement à la méthode analytique, cet algorithme n'est pas dépendant de l'angulation du tube à rayons X, ni d'une configuration de calibrage et ne demande pas d'analyse fastidieuse de l'objet de calibrage.

L'inconvénient majeur de cette méthode est d'augmenter le temps de calcul de la reconstruction. Cette augmentation dépend du nombre de points à reconstruire, de la grandeur de l'erreur de numérisation et de l'incrément de déplacement en X.

L'algorithme de correction est totalement dépendant de l'orientation de l'objet de calibrage par rapport à la source de rayons X. Il est impératif que le plan X-Y de l'objet soit parallèle au plan X-Y des radiographies. Pour les raisons invoquées à la section 3.3.2.1, il est également important que toutes les rotations soient corrigées, et ce le plus exactement possible. Ainsi, une grande exactitude est souhaitable lors de la mesure de l'objet de calibrage et lors de la numérisation des radiographies car ces rotations sont corrigées en comparant l'enlignement des points numérisés avec ceux de l'objet de calibrage.

La méthode de correction itérative doit être utilisée avec réserve si l'angle entre les positions de la source est petit. La figure 3.28 illustre le comportement de l'erreur de reconstruction en fonction de l'angulation du tube pour le point central de l'objet de calibrage. Afin de bien mettre en évidence ce comportement, les courbes ont été tracées pour des erreurs de numérisation de 10 mm.

Cette figure permet de constater que l'erreur de reconstruction en X est constante d'une angulation à l'autre. Ce comportement est normal et est expliqué à la section 3.3.2.1. Par contre, pour des angles inférieurs à  $15^\circ$ , un déplacement important en X fait augmenter l'erreur de reconstruction en Z. Ce comportement a été expliqué à la section 3.3.2.1 et est causé par l'orientation imparfaite de l'objet de calibrage (rotation axiale) par rapport à la source. Pour les angles supérieurs à  $15^\circ$ , le fait de

posséder plus d'informations spatiales, due à un plus grand écartement dans la position de la source, semble atténuer l'influence de l'orientation de l'objet.

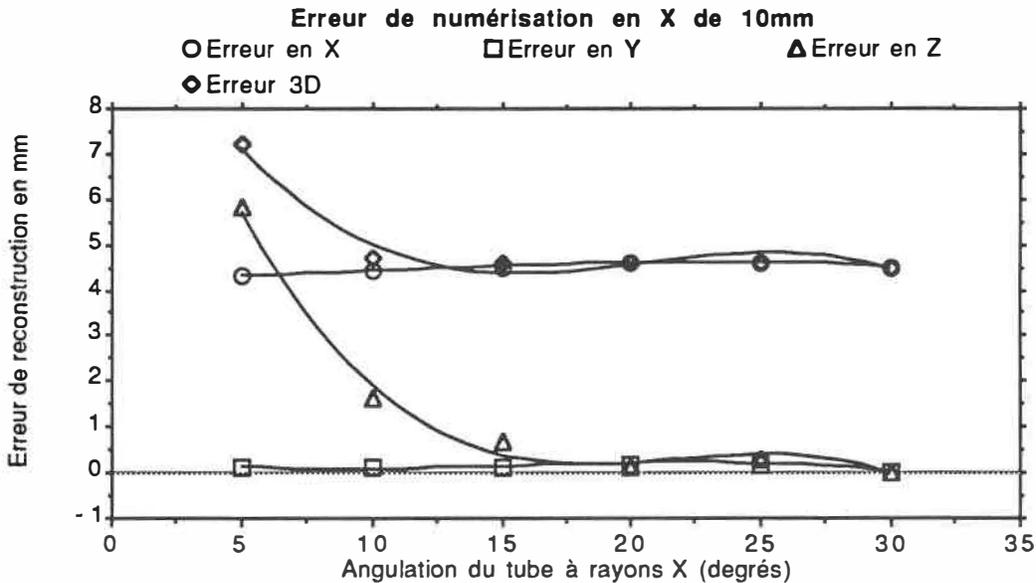


Figure 3.28  
Évolution de l'erreur de reconstruction selon l'angulation du tube

La figure 3.29 montre que l'erreur DLT tridimensionnelle est beaucoup moins sensible aux erreurs de numérisation en X pour des angulations élevées.

Une mise en garde s'impose quant à l'utilisation de la méthode de correction de l'erreur de numérisation en X. Le seul mérite de cet algorithme est de s'assurer de la meilleure correspondance de la coordonnée X d'un point sur les deux radiographies de la stéréopaire. Il était admis, sous la forme d'une hypothèse, que l'identification des points sur la radiographie à 0° était exempte d'erreur de

numérisation. La position du point est ainsi corrigée sur la radiographie angulée en fonction de la position de ce point sur la radiographie à  $0^\circ$ . Si une erreur survient lors de l'identification du point de la radiographie à  $0^\circ$ , elle ne sera pas corrigée: i. e. la correspondance est assurée pour les deux vues mais il se peut que la position calculée du repère soit erronée.

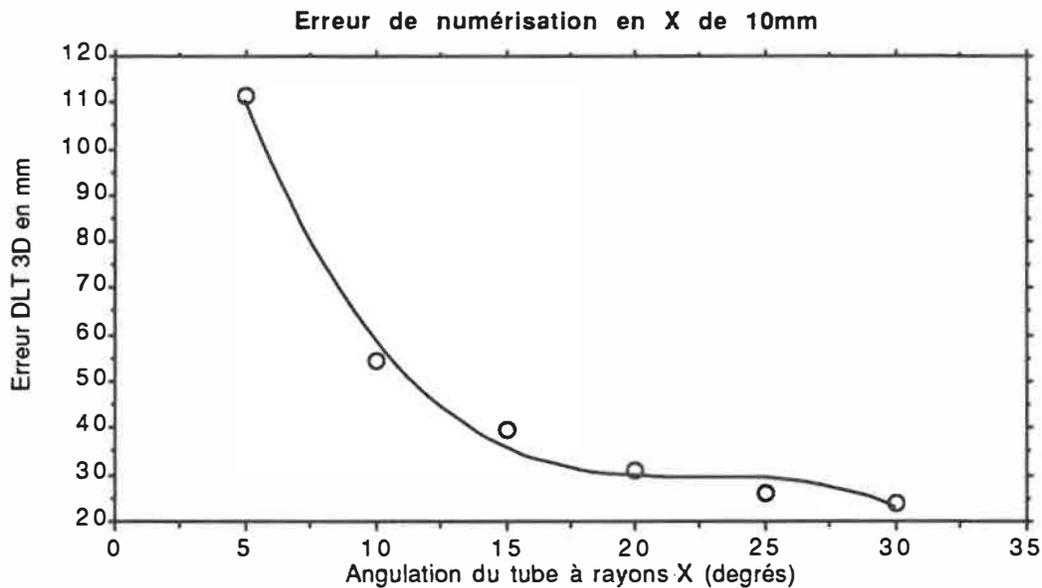


Figure 3.29  
Évolution de l'erreur DLT 3D selon l'angulation du tube

Cet algorithme n'est pas utilisable pour corriger l'erreur de numérisation en Y. En effet, l'erreur DLT causée pas un déplacement en Y ne passe pas par un minimum (elle est théoriquement nulle). L'algorithme n'a donc pas de critère d'arrêt (section 3.3.2.2).

### 3.3.5 Synthèse

Les résultats de la présente section ont permis de vérifier les points suivants:

- il n'y a pas de corrélation linéaire entre l'erreur DLT et l'erreur de reconstruction pour un grand nombre de points, répartis dans un volume de calibrage quelconque. Il n'est ainsi pas possible d'utiliser, de façon générale, l'erreur DLT afin de connaître l'exactitude de la reconstruction;
- il est par contre possible, ponctuellement, d'exprimer l'erreur de reconstruction et l'erreur DLT en fonction de l'erreur de numérisation par des relations linéaires. Ceci a permis de vérifier que pour une même erreur de numérisation en X, l'erreur de reconstruction générée est beaucoup plus petite que l'erreur DLT (de l'ordre de 1 pour 7). A l'inverse, une erreur de numérisation en Y engendre une grande erreur de reconstruction et n'affecte pas l'erreur DLT;
- la répartition des erreurs DLT et de reconstruction n'est pas uniforme dans le volume de calibrage;
- l'erreur de numérisation en X sur un point peut être corrigée rapidement au moyen d'un algorithme itératif qui minimise l'erreur DLT en déplaçant ce point en X sur la radiographie angulée;
- il est préférable d'utiliser l'algorithme de correction pour des angles supérieurs à  $15^\circ$ , à moins que l'objet de calibrage soit parfaitement orienté par rapport à la source de rayons X.

### 3.4 RÉSULTATS DE LA RECONSTRUCTION TRIDIMENSIONNELLE DE LA COLONNE VERTÉBRALE

Dans cette section, les résultats des reconstructions tridimensionnelles de la colonne vertébrale sont présentés et analysés, tel que décrit à la section 2.4.6.

#### 3.4.1 Évaluation qualitative visuelle des reconstructions tridimensionnelles de la colonne vertébrale.

Les figures 3.30 et 3.31 illustrent la représentation graphique du plan frontal de la colonne reconstruite (sans et avec les apophyses respectivement) selon les différentes stéréopaires, de 0°-5° à 0°-30°. Il est clair que l'angle du tube n'influence pas la reconstruction dans ce plan, les différentes représentations étant visuellement presque identiques.

Ces résultats étaient prévisibles puisque les deux vues de chaque stéréopaire ont été prises dans le plan PA (frontal). Ainsi, toute l'information nécessaire à la reconstruction était déjà disponible.

Les résultats présentés dans les paragraphes suivants ne sont basés que sur une observation visuelle qualitative et seront confrontés avec une analyse plus quantitative.

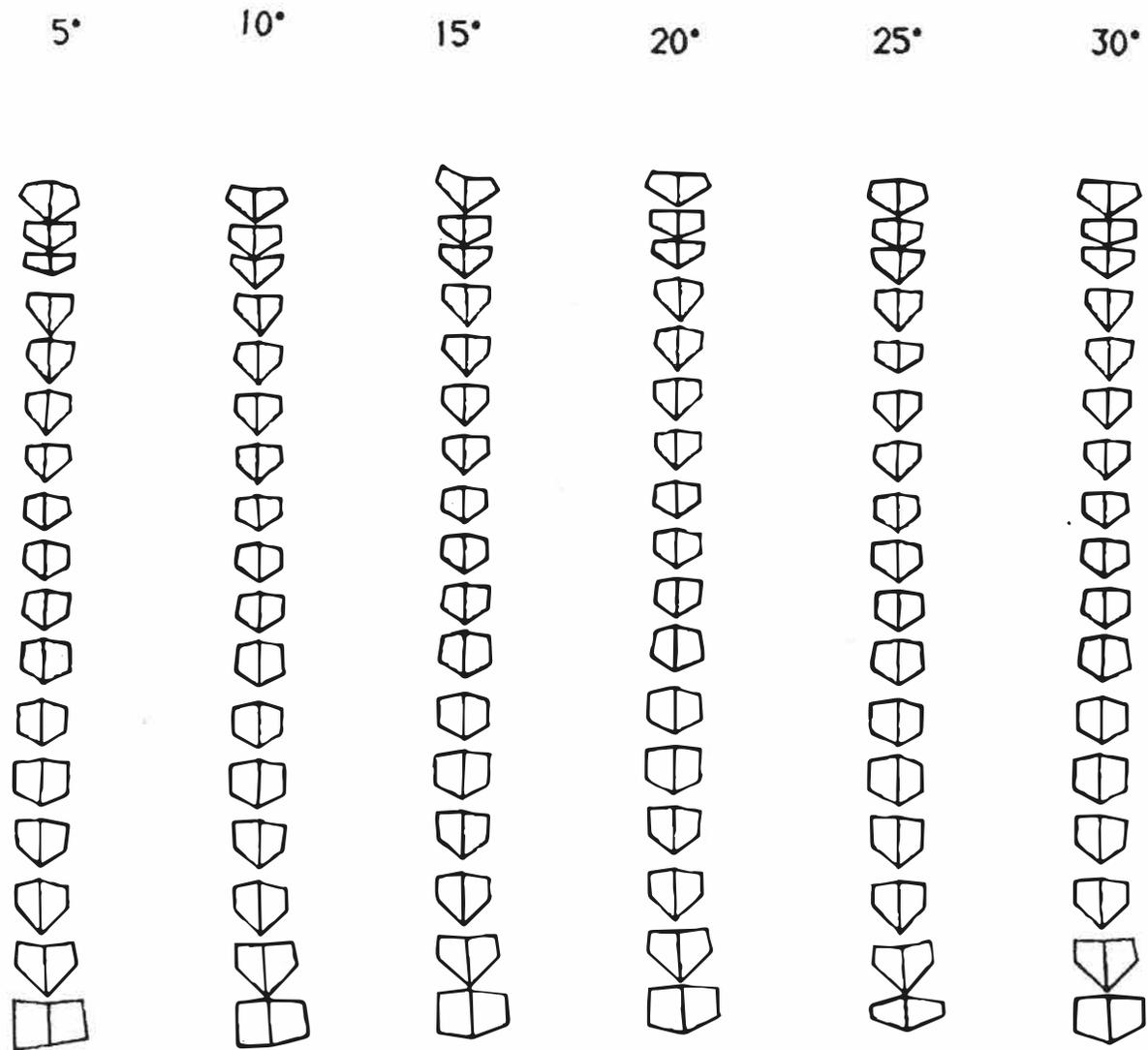


Figure 3.30  
Projections dorsales des colonnes reconstruites selon les repères  
situés sur les pédicules et les plateaux vertébraux

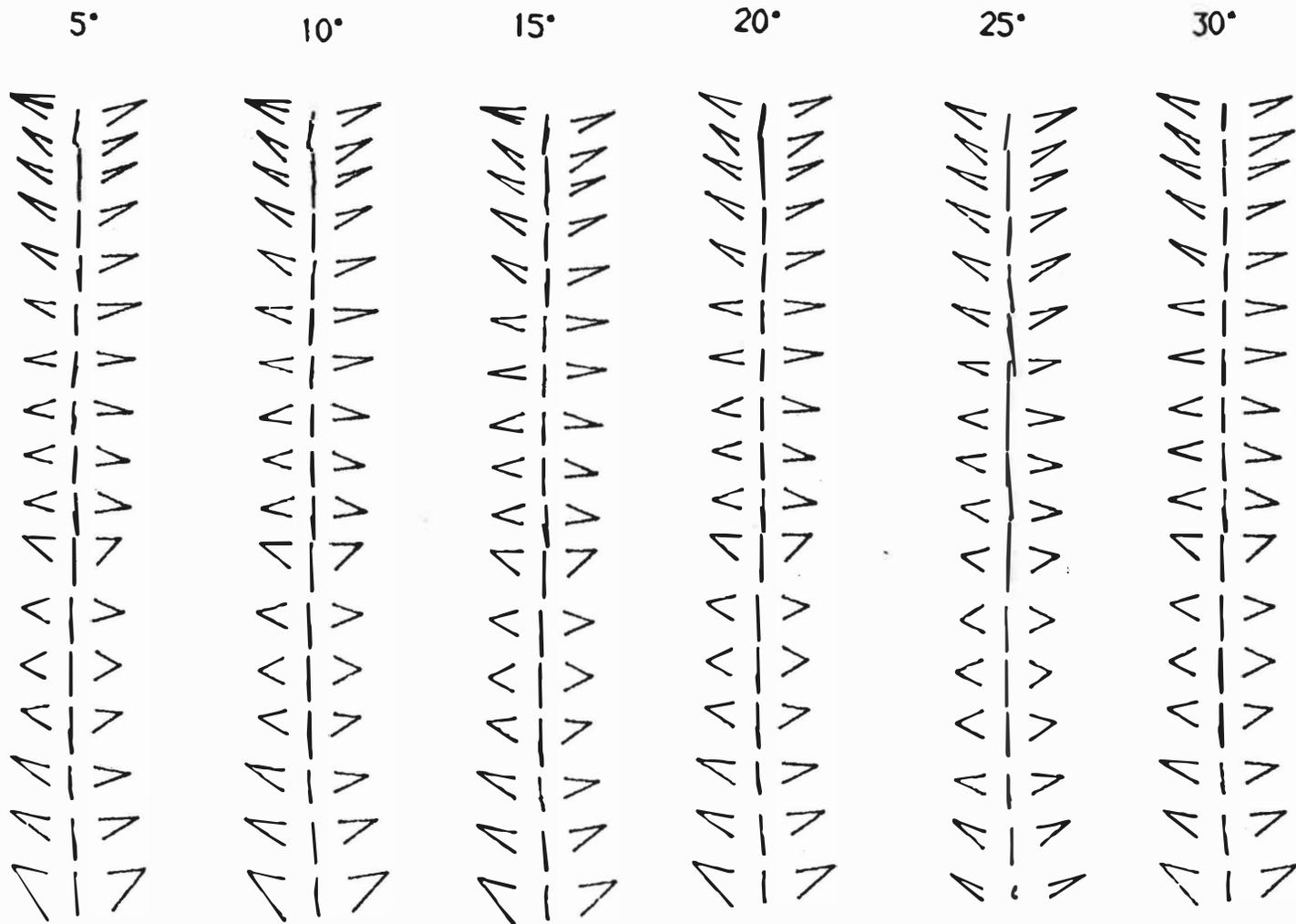


Figure 3.31  
 Projections dorsales des colonnes reconstruites selon les repères  
 situés sur les trois apophyses

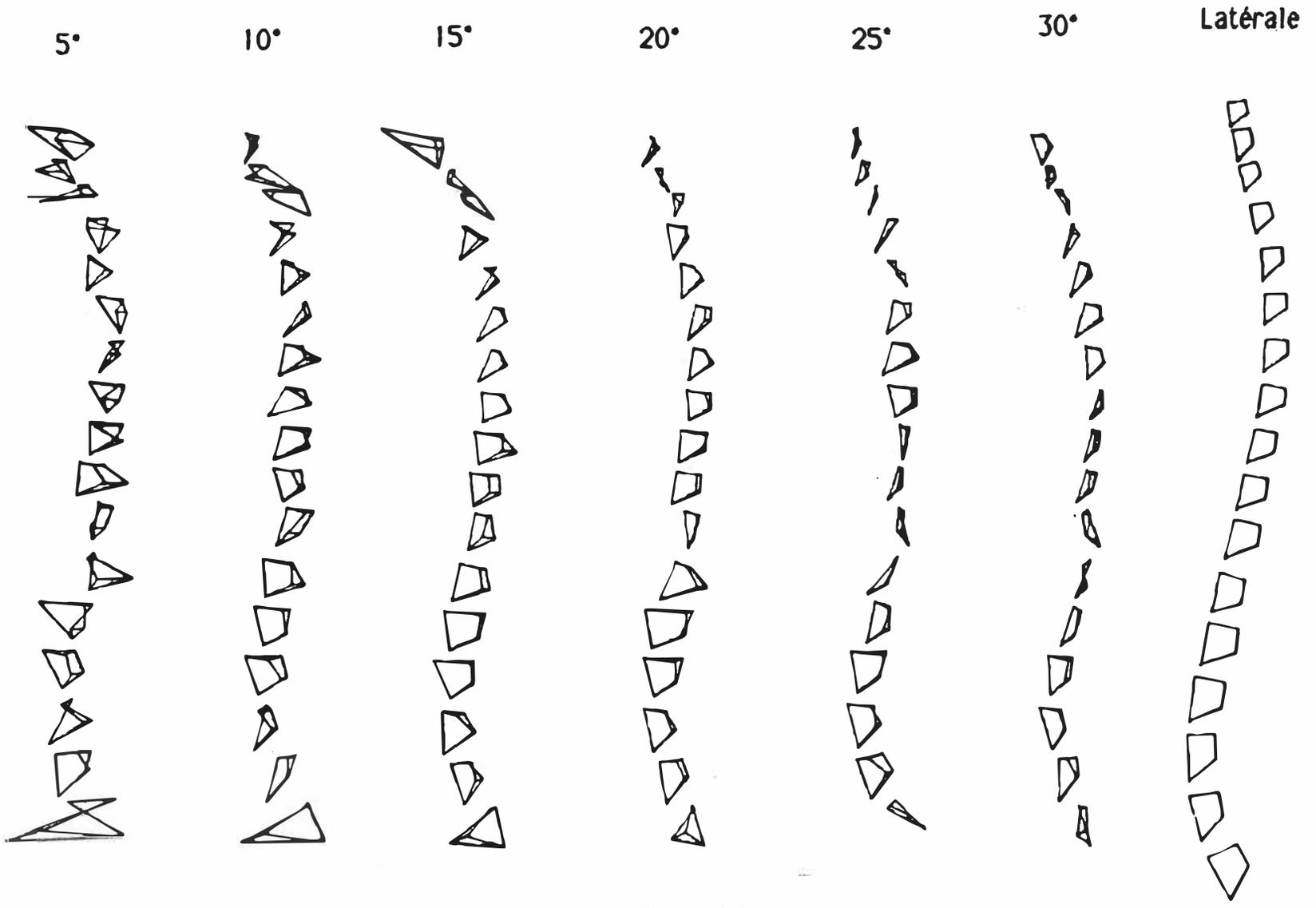


Figure 3.32  
 Projections latérales des colonnes reconstruites selon les repères  
 situés sur les pédicules et les plateaux vertébraux

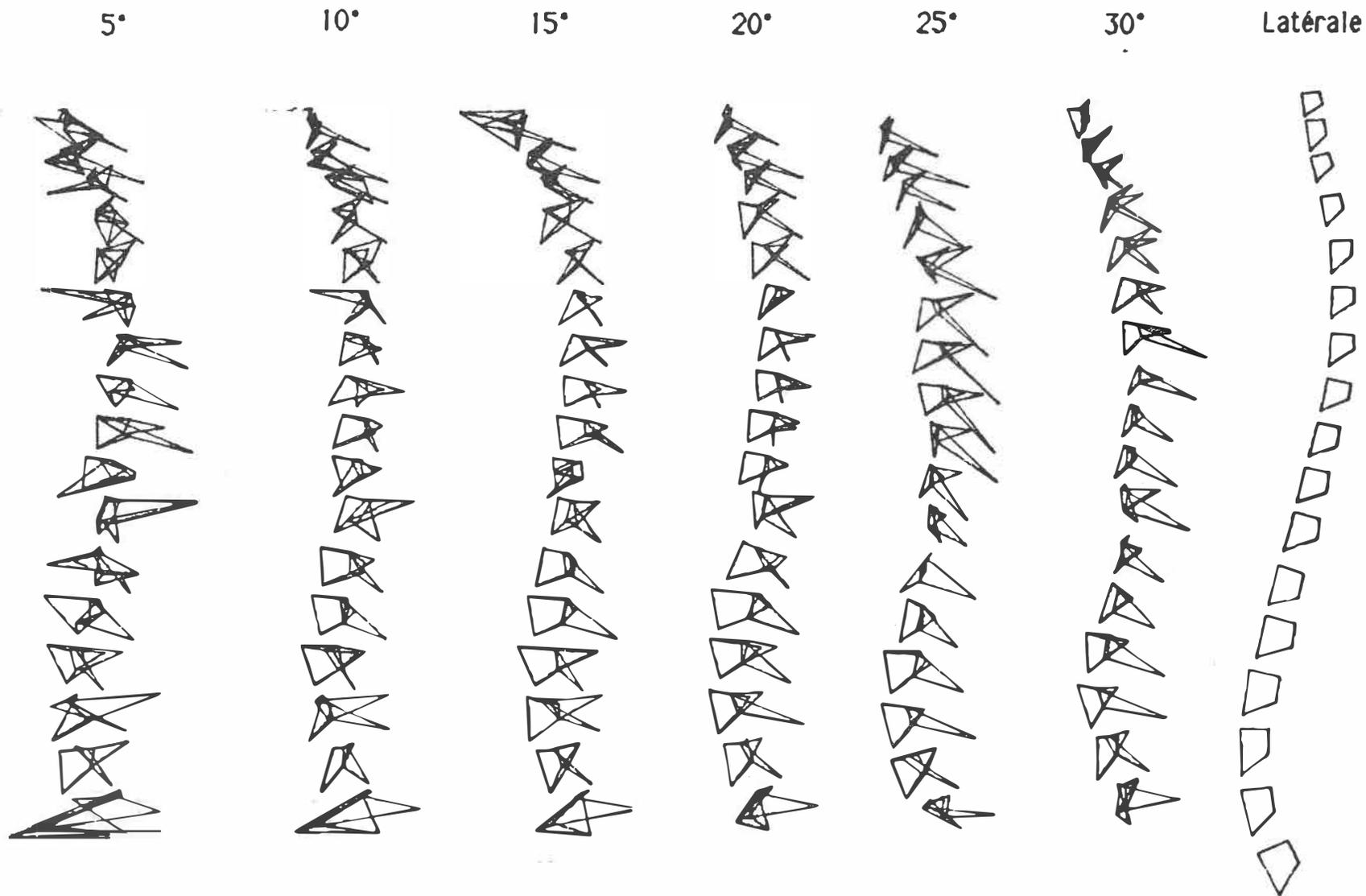


Figure 3.33  
Projections latérales des colonnes reconstruites selon les repères  
situés sur les pédicules, les plateaux vertébraux et les apophyses

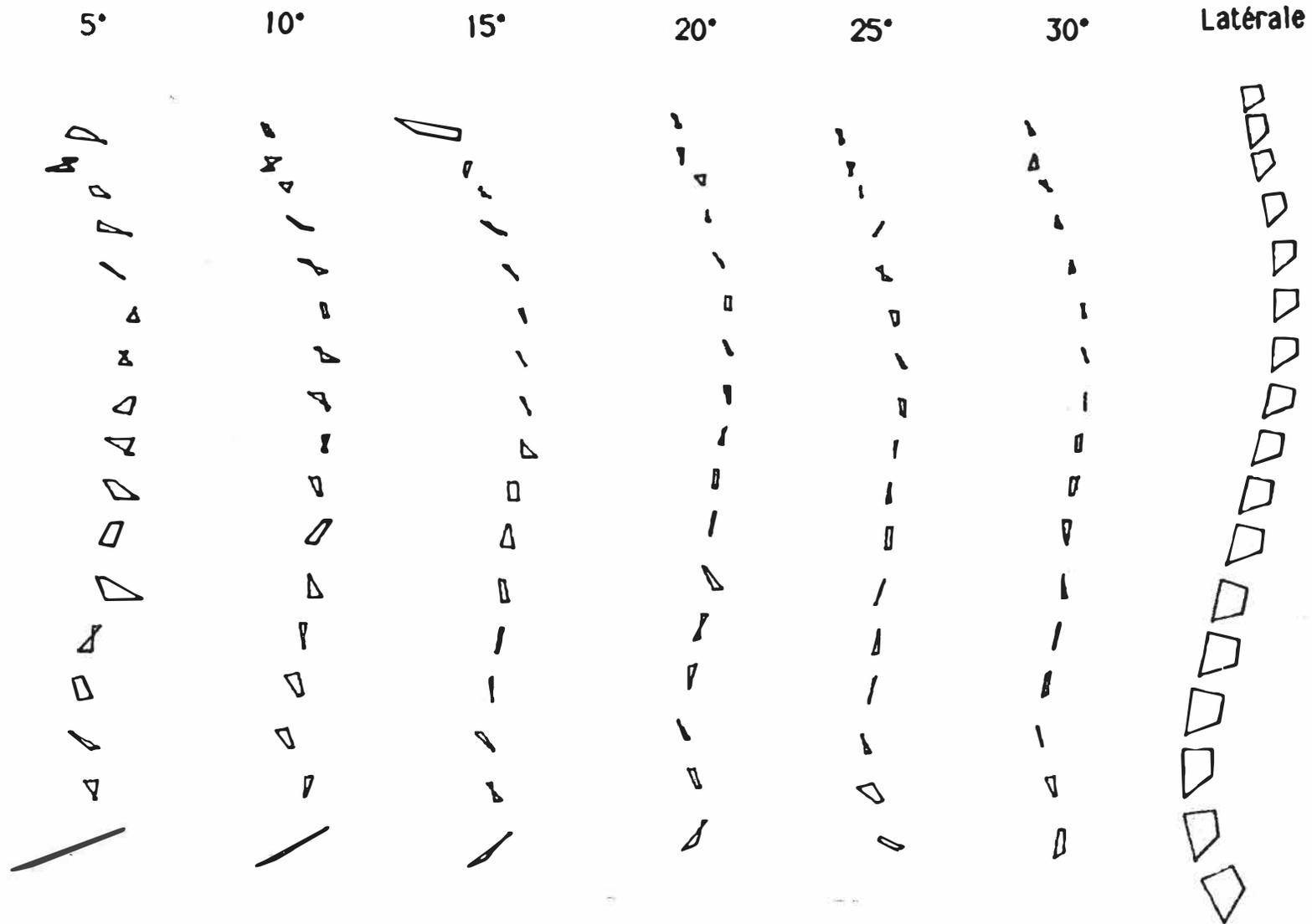


Figure 3.34  
 Projections latérales des colonnes reconstruites selon les repères  
 situés sur les pédicules uniquement

Les figures 3.32 et 3.33 illustrent la projection latérale de la reconstruction tridimensionnelle de la colonne reconstruite (sans et avec les apophyses respectivement). Pour des fins de comparaison, la radiographie numérisée de la vue latérale de la colonne est illustrée à l'extrême droite de ces figures. Ceci permet de constater que la reconstruction pour la stéréopaire de  $0^{\circ}$ - $5^{\circ}$  est très mauvaise. En effet, les vertèbres sont complètement déformées et la forme générale de la colonne vertébrale est à peine reconnaissable. Dans le cas de la stéréopaire de  $0^{\circ}$ - $10^{\circ}$ , la forme des vertèbres commence à apparaître, principalement aux niveaux thoraciques inférieurs et lombaires (T9 à L2). Les courbures de la colonne (cyphose et lordose) commencent également à se manifester. Les stéréopaires  $0^{\circ}$ - $15^{\circ}$  et  $0^{\circ}$ - $20^{\circ}$  présentent une nette amélioration. En effet, à l'exception des vertèbres thoraciques supérieures et L5, la taille et l'orientation des vertèbres semblent généralement conformes à la réalité. Les courbures sagittales de la colonne sont également bien définies. Dans le cas des stéréopaires  $0^{\circ}$ - $25^{\circ}$  et  $0^{\circ}$ - $30^{\circ}$ , il est possible de constater une diminution dans la taille des vertèbres de la région centrale de la colonne. Ceci ne correspond pas à la réalité. Par contre, de façon générale, l'orientation des vertèbres de même que la forme de la colonne semblent réaliste, lorsque comparée avec la vue latérale numérisée.

De façon générale, les apophyses ne semblent pas donner de bons résultats comme repères anatomiques, et ce pour les stéréopaires  $0^{\circ}$ - $5^{\circ}$  à  $0^{\circ}$ - $15^{\circ}$  (figure 3.33). En effet, la taille et

l'orientation des apophyse ne semblent pas très réaliste lorsqu'elles sont reconstruites selon ces angles. A partir de 20°, la reconstruction semble plus réaliste, principalement aux niveaux thoraciques supérieurs et aux niveaux lombaires. Les apophyses situées dans la région centrale de la colonne vertébrale présentent des résultats de reconstruction douteux, pour les angles de 20° et plus.

Ainsi, il semble que l'augmentation de l'angle du tube à rayons X, jusqu'à 20°, améliore, de façon générale, la reconstruction de la colonne. Cependant, pour des angles supérieurs, les vertèbres centrales ont tendance à présenter des incohérences géométriques. Par contre, les courbures sagittales (cyphose et lordose) semblent mieux se préciser avec l'augmentation de l'angle du tube, jusqu'à 30°. Ce dernier point est mis en évidence à la figure 3.34 où la colonne reconstruite est représentée par la projection latérale des plans formés par les quatre repères situés sur les pédicules.

#### 3.4.2 Comparaison des reconstructions tridimensionnelles avec l'évaluation qualitative des radiographies

Cette section a pour but de relier les résultats de la reconstruction avec ceux de l'évaluation qualitative des radiographies. Ceci a permis de vérifier l'hypothèse que la reconstruction tridimensionnelle est principalement dépendante de l'identification des repères, pour des angles du tube à rayons X supérieurs ou égaux à 15°.

Avant de commencer cette étude comparative, il serait bon de rappeler que la reconstruction dépend de l'identification des repères sur les deux vues de la stéréopaire. Ainsi, même dans le cas où un repère donne une visibilité excellente sur la radiographie angulée, la reconstruction pourra être mauvaise si la visibilité de ce repère est faible sur la radiographie à 0°.

Dans un premier temps, le cas des pédicules a été examiné. Les cotes de visibilité utilisées pour cette comparaison ont été tirées des figures C.1 à C.4 de l'annexe C. Ces figures montrent que, mises à part quelques exceptions ponctuelles, comme L5, les repères situés sur les pédicules présentent une bonne visibilité (3 et plus). Ceci se constate sur les figures 3.32 et 3.34 où la position relative des pédicules semble réaliste pour les angles de 15° et plus. Les mauvais résultats pour les stéréopaires 0°-5° et 0°-10° s'expliquent par le fait que l'angle est très petit, ce qui implique un manque d'information dans la direction de profondeur.

L'examen des figures C.5 et C.6 montre que les plateaux présentent une bonne visibilité (3 et plus) pour l'ensemble des niveaux thoraciques inférieurs et lombaires, et ce pour les angles de 0° à 10°. Ce sont pour ces stéréopaires que les résultats de la reconstruction sont les plus désastreux, principalement en ce qui concerne la forme et l'orientation des vertèbres (figure 3.32). Ceci s'explique par le fait que l'angle utilisé est trop petit. Ainsi, la plus

petite erreur sur l'identification des repères se répercute sur la reconstruction. De façon générale, les plateaux présentent une visibilité plus faible (inférieure à 3) pour les angles de 15° et 20°. Par contre, il semblerait que ce soit ces angles qui donnent les résultats de reconstruction les plus réalistes, si l'on considère seulement la taille et l'orientation des vertèbres. Ainsi, l'augmentation de l'angle semble compenser pour la diminution de la visibilité. Cependant, à partir de 25°, la diminution de la visibilité est généralement trop importante pour être compensée par l'augmentation de l'angle. La reconstruction des plateaux pour ces angles semble généralement moins bonne que celle effectuée pour les angles de 15° et 20° (figure 3.32). De façon générale, les niveaux présentant une mauvaise visibilité des plateaux (T1 à T5, T10 à T12, et L5) présentent de mauvais résultats de reconstruction pour ces repères.

La reconstruction des apophyses transverses est généralement mauvaise, pour les angles de 5°, 10° et 15°, et ce indépendamment de la visibilité (figure 3.31). En effet, la taille et l'orientation ne correspondent pas à la réalité, certaines apophyses étant orientées dans le sens contraire à la normale. A partir de 20°, il semble que les apophyses transverses reconstruites correspondent mieux à la réalité (taille et orientation), principalement aux niveaux thoraciques supérieurs et lombaires. La visibilité de ces apophyses est généralement mauvaise (2 et moins) pour la partie centrale de la colonne et il est possible de constater que la reconstruction de

ces repères semble moins bonne pour ces niveaux vertébraux. L'apophyse épineuse présente des résultats semblables, la reconstruction semblant plus réaliste aux niveaux thoraciques supérieurs et lombaires qu'aux niveaux vertébraux centraux. La visibilité de l'apophyse épineuse s'accorde avec ces résultats (figure C.9). Par contre, contrairement à la visibilité, il semblerait que la reconstruction de l'apophyse épineuse soit plus réaliste pour les angles de 25° et 30°.

Comme dans le cas de la section précédente, toute cette analyse est basée sur des considérations strictement anatomiques et qualitatives. Les sections suivantes proposent des moyens permettant de quantifier, dans certaines limites, l'exactitude des reconstructions de la colonne vertébrales.

#### 3.4.3 Comparaison des corrections effectuées selon X avec l'évaluation qualitative des radiographies

Il semblerait que, de façon générale, la visibilité des repères puisse être reliée, du moins qualitativement, avec les résultats de la reconstruction tridimensionnelle de la colonne vertébrale. Afin de quantifier cette relation, l'algorithme de correction itératif, décrit à la section 3.3.4.2, a été utilisé pour corriger la position des repères sur la vue angulée de chaque stéréopaire. Il a été ainsi possible de déterminer le déplacement (la correction) de chaque repère selon l'axe horizontal (axe des X).

Les tableaux 3.11 à 3.16 présentent, pour chaque stéréopaire, les déplacements déterminés de plus de 2.5 mm sur chaque repère (correspondant approximativement à 2 mm d'erreur sur les coordonnées reconstruites). Ces déplacements sont comparés à la cote de visibilité du repère dans les deux radiographies de la stéréopaire. La convention de signe utilisée est la suivante: un déplacement positif signifie que le repère était trop à droite sur la radiographie angulée et qu'il a été déplacé vers la gauche. A l'inverse, un déplacement négatif s'effectue vers la droite. Dans ces tableaux, les repères anatomiques vertébraux sont représentés par les abréviations suivantes:

ATG: Apophyse Transverse Gauche;  
ATD: Apophyse Transverse Droite;  
AEP: Apophyse EPineuse;  
PVS: Plateau Vertébral supérieur;  
PVI: Plateau Vertébral inférieur;  
SPG: Sommet Pédicule Gauche;  
BPG: Base Pédicule Gauche;  
SPD: Sommet Pédicule Droit;  
BPD: Base Pédicule Droit.

L'examen des tableaux 3.11 à 3.16 permet de constater que la grande majorité des déplacements de 2.5 mm et plus s'est effectuée avec les repères situés sur les apophyses transverses gauches et droites. Pour ces repères, la cote de visibilité était généralement très basse (2 ou moins) sur une des deux vues de la stéréopaire et, dans la majorité des cas, la cote était basse sur les deux vues. Ceci est valable pour tous les angles étudiés.

Tableau 3.11  
 (Cote de visibilité comparée avec les déplacements calculés selon X: stéréopaire 0°-5°)

Stéréopaire 0°-5°				
vertèbre	repère	visibilité (0°)	visibilité (5°)	déplacement en X
T1	BPD	2	2	-2.9 mm
T5	ATD	1	1	-3.2 mm
T6	ATG	1	1	3.3 mm
T6	ATD	1	2	-4.3 mm
T7	ATG	2	2	3.7 mm
T7	ATD	2	2	-3.2 mm
T10	ATG	1	3	3.9 mm
T11	ATG	1	2	5.8 mm
T11	ATD	1	2	-3.7 mm
T12	ATG	1	1	5.0 mm
T12	ATD	1	1	-6.9 mm
L3	ATG	2	2	4.4 mm
L4	ATG	2	3	5.8 mm
L5	ATG	2	3	3.7 mm
L5	SPD	2	2	2.7 mm

N = 15

moyenne = 4.2 mm

écart type = 1.2 mm

Tableau 3.12  
 (Cote de visibilité comparée avec les déplacements calculés selon X:  
 stéréopaire 0°-10°)

Stéréopaire 0°-10°				
vertèbre	repère	visibilité (0°)	visibilité (10°)	déplacement en X
T1	BPG	3	3	3.0 mm
T2	SPG	1	4	2.6 mm
T6	ATG	1	1	-2.9 mm
T7	ATD	2	1	-6.2 mm
T8	AEP	1	1	2.9 mm
T10	ATG	1	1	3.6 mm
T11	ATG	1	1	4.0 mm
L3	ATG	2	1	5.2 mm
L4	ATG	2	2	4.4 mm
L4	SPD	4	4	3.5 mm
L5	ATG	2	2	4.5 mm

N = 11

moyenne = 3.9 mm

écart type = 1.1 mm

Tableau 3.13  
 (Cote de visibilité comparée avec les déplacements calculés selon X:  
 stéréopaire 0°-15°)

Stéréopaire 0°-15°				
vertèbre	repère	visibilité (0°)	visibilité (15°)	déplacement en X
T1	BPG	3	4	3.4 mm
T1	AEP	4	5	2.5 mm
T2	SPG	1	4	2.5 mm
T2	BPG	2	4	4.7 mm
T7	ATG	2	2	-3.1 mm
T7	AEP	1	1	2.6 mm
T8	AEP	1	2	2.9 mm
T11	ATG	1	1	3.9 mm
T12	ATG	1	1	4.3 mm
L3	ATG	2	2	4.9 mm
L4	ATG	2	1	5.7 mm
L4	SPD	4	4	2.5 mm
L5	ATG	2	2	3.8 mm

N = 13

moyenne = 3.6 mm

écart type = 1.1 mm

Tableau 3.14  
 (Cote de visibilité comparée avec les déplacements calculés selon X:  
 stéréopaire 0°-20°)

Stéréopaire 0°-20°				
vertèbre	repère	visibilité (0°)	visibilité (20°)	déplacement en X
T6	ATG	1	3	3.8 mm
T8	ATG	1	1	4.9 mm
T8	AEP	1	1	2.9 mm
T10	ATG	1	1	6.0 mm
T11	ATG	1	1	6.0 mm
T11	ATD	1	1	-3.6 mm
T12	ATG	1	1	3.5 mm
T12	BPG	4	4	-2.7 mm
T12	BPD	4	4	4.6 mm
T12	ATD	1	1	-3.3 mm
L3	ATG	2	2	5.2 mm
L4	ATG	2	2	6.7 mm
L4	ATD	2	2	-3.1 mm

N = 13

moyenne = 4.3 mm

écart type = 1.33 mm

Tableau 3.15  
 (Cote de visibilité comparée avec les déplacements calculés selon X:  
 stéréopaire 0°-25°)

Stéréopaire 0°-25°				
vertèbre	repère	visibilité (0°)	visibilité (25°)	déplacement en X
T1	SPG	3	4	-2.6 mm
T3	ATG	4	1	-4.8 mm
T4	ATG	3	3	-8.1 mm
T5	AEP	1	4	2.9 mm
T6	ATG	1	4	5.5 mm
T6	ATD	1	4	-7.2 mm
T7	ATG	2	2	3.0 mm
T8	ATD	1	1	-5.1 mm
T9	ATG	3	1	3.6 mm
T9	SPG	4	3	3.7 mm
T9	BPG	4	3	4.1 mm
T11	ATD	1	1	2.7 mm
T12	ATD	1	1	6.4 mm
L1	ATD	1	1	2.7 mm
L3	ATG	2	1	5.9 mm
L4	ATD	2	2	-2.6 mm
L5	SPD	1	2	-4.5 mm

N = 17

moyenne = 4.4 mm

écart type = 1.7 mm

Tableau 3.16  
 (Cote de visibilité comparée avec les déplacements calculés selon X:  
 stéréopaire 0°-30°)

Stéréopaire 0°-30°				
vertèbre	repère	visibilité (0°)	visibilité (30°)	déplacement en X
T1	SPG	3	4	-3.2 mm
T1	AEP	4	3	2.6 mm
T1	BPD	2	3	-2.8 mm
T2	ATG	3	1	-5.1 mm
T2	AEP	4	3	-3.4 mm
T2	ATD	4	1	13.4 mm
T3	ATG	4	3	-3.8 mm
T3	ATD	3	3	8.9 mm
T6	AEP	1	1	4.6 mm
T7	AEP	1	1	5.2 mm
T8	PVS	4	1	2.5 mm
T8	AEP	1	1	5.6 mm
T9	ATD	3	1	4.8 mm
T10	AEP	1	1	3.0 mm
T11	ATG	1	1	4.1 mm
T12	ATG	1	1	4.9 mm
L3	ATG	2	1	4.9 mm
L4	ATG	2	2	10.6 mm
L4	SPD	4	4	3.1 mm
L4	ATD	2	2	-3.2 mm
L5	ATG	2	2	3.1 mm
L5	PVS	1	5	2.6 mm
L5	SPD	2	3	3.2 mm

N = 23

moyenne = 4.7 mm

écart type = 2.7 mm

Les repères situés sur les apophyses épineuses semblent également être sujets à des erreurs d'identification selon X. En effet, c'est ce repère qui présente, après les apophyses transverses, les plus grands déplacements. Généralement, la visibilité de l'apophyse épineuse était faible sur au moins une des deux vues.

A l'inverse, les quelques repères des pédicules ayant été sujets à des déplacements de plus de 2.5 mm présentaient une visibilité assez bonne (3 et plus) sur les deux vues.

Les repères sur les plateaux ne présentèrent pas de déplacements supérieurs à 2.5 mm (sauf dans un ou deux cas).

Finalement, le nombre de repères déplacés augmente avec l'angle du tube à rayons X, sauf dans le cas 0°-5°. Pareillement, plus l'angle augmente, plus le nombre de déplacements supérieurs à 5 mm augmente également. De façon générale, il ne semble pas y avoir de tendance systématique en ce qui concerne le sens de ces déplacements.

Ainsi, selon les résultats de cette analyse, il est possible de conclure que de façon générale les apophyses présentent un problème d'identification et que, par conséquent, elles ne sont pas très fiables comme repères anatomiques. De plus, lors de scolioses sévères, ces structures vertébrales subissent des déformations

importantes de sorte qu'il n'est plus possible de connaître l'orientation de la vertèbre avec ces repères.

Les repères situés sur les plateaux et les pédicules présentent moins d'erreurs d'identification que les apophyses et, par conséquent, semblent plus indiqués pour une utilisation en vue de la reconstruction vertébrale. Selon cette étude, ce sont les plateaux qui semblent les plus fiables.

Cette étude présente une limitation importante, à savoir que seule l'erreur d'identification en X a été quantifiée et reliée à la cote de visibilité. Cependant, ceci a quand même permis de constater que plusieurs repères ont été mal identifiés, et de plusieurs millimètres, selon la coordonnée X. Or, il est permis de supposer qu'il est au moins aussi facile d'identifier la position d'un repère selon l'axe des X que selon l'axe des Y. Par exemple, dans le cas des plateaux vertébraux très peu visibles, il était possible de deviner la position horizontale de leur centre en se fiant sur la position des autres plateaux sur les vertèbres voisines. Par contre, aucune information n'était disponible permettant de localiser, sauf très approximativement, la position verticale de ce repère. Mis à part une exception, aucun repère situé sur les plateaux vertébraux n'a donné de déplacement en X supérieur à 2 mm. Or, les résultats de la reconstruction (section 3.4.1) montrent que la position de plusieurs plateaux est douteuse selon la dimension de profondeur

qui n'est affectée que par la localisation du repère selon l'axe vertical (erreur de numérisation en Y).

Puisqu'il semble possible de commettre des erreurs importantes (5 mm et plus) sur la localisation d'un repère selon X, il est permis de supposer que ces erreurs soient au moins aussi importantes selon l'axe des Y.

#### 3.4.4 Comparaison de la projection latérale de la reconstruction tridimensionnelle avec la vue latérale numérisée

La seule façon de quantifier les résultats de la reconstruction est de comparer la projection latérale de ces reconstructions avec la vue latérale numérisée de la colonne vertébrale. Comme il a été décrit à la section 2.4.6, l'ajustement entre les projections et la vue latérale se fait pour l'ensemble des points avec la technique des moindres carrées.

La figure 3.35 présente, en fonction de l'angle du tube, la somme des différences entre les deux vues, et ce pour l'ensemble des points, pour les pédicules seulement et pour les plateaux seulement.

La figure 3.35 montre que la somme des différences est plus élevée pour les angles de 5° et 10°, atteint un minimum pour l'angle de 20° et augmente légèrement pour les angles de 25° et 30°, et ce

aussi bien pour l'ensemble des points que pour chaque repère pris séparément.

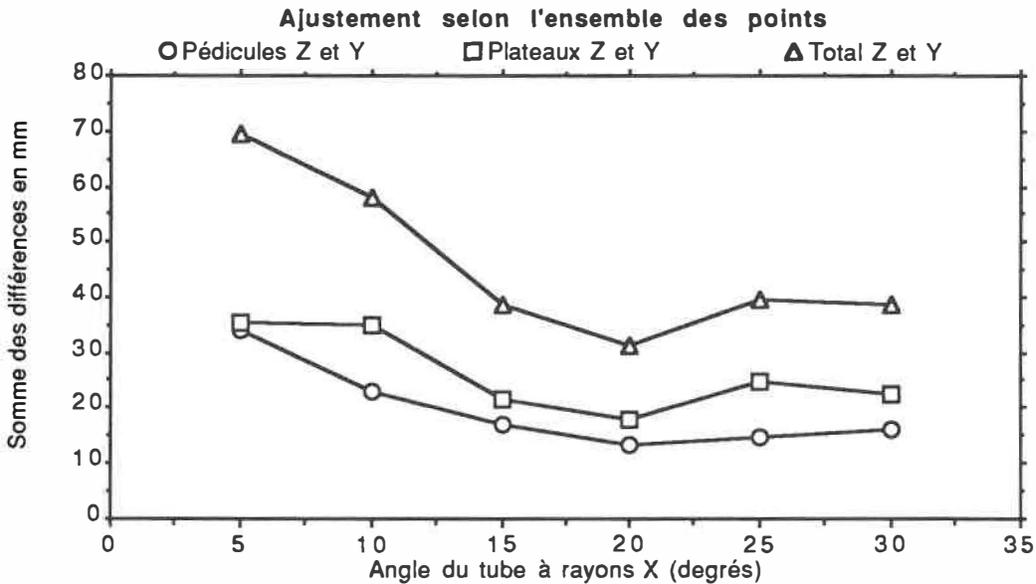


Figure 3.35  
Somme des différences entre la projection latérale et la vue latérale numérisée  
(Ajustement selon l'ensemble des points)

Les valeurs élevées pour les angles de 5° et 10° s'expliquent par le fait que les résultats de la reconstruction pour ces angles ne sont pas très bons (figure 3.32) et que l'ensemble des points reconstruits ne représentait pas réellement une colonne vertébrale. Les angles de 15° et 20° présentèrent des résultats de reconstruction semblant s'accorder le plus avec la forme et la géométrie des vertèbres et de la colonne (figure 3.32). Ceci semble s'accorder avec les résultats de l'ajustement avec la vue latérale. Les valeurs légèrement plus élevées pour les angles de 25° et 30° s'expliquent par le fait que la reconstruction donna des représentations où la forme globale de la colonne était respectée

mais non la taille des vertèbres. Pour tous les angles, les repères situés sur les pédicules donnent des différences inférieures à ceux des plateaux. Ceci indiquerait que la reconstruction des pédicules soit plus fiable que celle des plateaux. Ces résultats sont en contradiction avec ceux de la section précédente où les pédicules présentèrent un plus grand nombre de déplacements en X supérieurs à 2.5 mm que les plateaux. Ceci ne fait que confirmer les résultats de l'étude sur les erreurs de numérisation qui dit que les erreurs de reconstruction sont principalement causées par les erreurs de numérisation en Y.

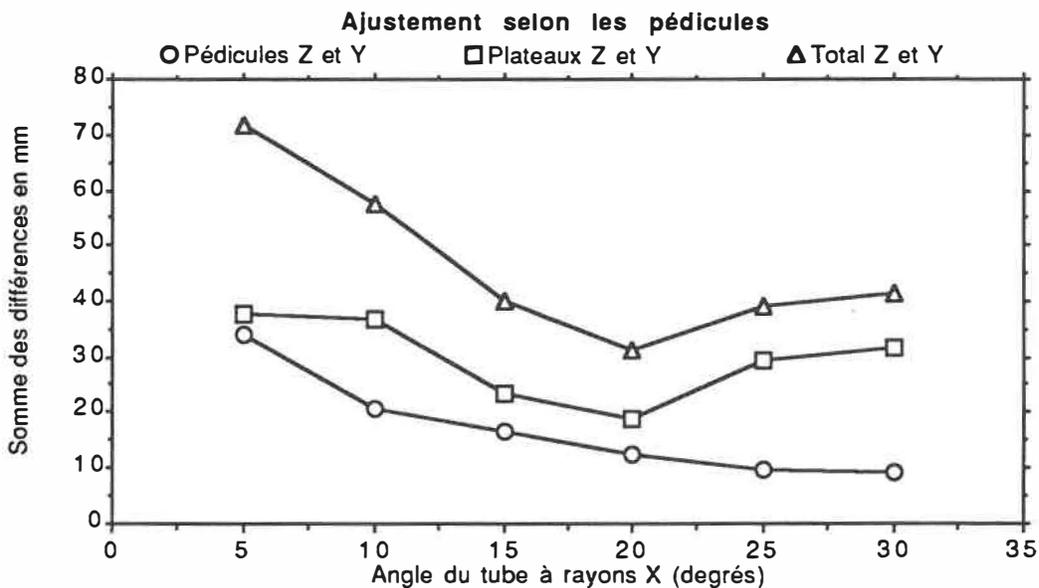


Figure 3.36  
Somme des différences entre la projection latérale et la vue latérale numérisée  
(Ajustement selon les pédicules)

Les résultats présentés lors de l'étude de visibilité des repères vertébraux laissent supposer que les pédicules seraient des repères anatomiques plus fiables que les plateaux vertébraux. C'est

pourquoi un ajustement par moindres carrés a été effectué par rapport aux pédicules seulement. La figure 3.36 illustre les résultats obtenus en effectuant l'ajustement de la projection sur la vue latérale avec seulement les points situés sur les pédicules.

Encore une fois, en considérant les différences sur l'ensemble des points, les angles de  $15^\circ$  et  $20^\circ$  semblent s'accorder le mieux avec la vue latérale numérisée. Par contre, en considérant seulement la reconstruction des pédicules, les angles de  $25^\circ$  et  $30^\circ$  donnent les différences les plus faibles, ce qui s'accorde avec la figure 3.34. De plus, pour tous les angles, les pédicules donnent les meilleurs résultats.

La figure 3.37 illustre les résultats de l'ajustement uniquement à l'aide des repères situés sur les plateaux vertébraux.

Pareillement aux deux cas précédents, en considérant les différences sur l'ensemble des repères, les angles de  $15^\circ$  et  $20^\circ$  donnent les meilleurs résultats. Les repères considérés séparément s'accordent également avec ces résultats. Dans ce cas-ci, les pédicules ne donnent pas de différence vraiment inférieure à celles des plateaux.

Ainsi, pour un ajustement par moindres carrés effectué sur les pédicules, les plateaux et sur l'ensemble des points, il semble que les reconstructions effectuées à  $15^\circ$  et  $20^\circ$  soient les plus

réalistes, si l'on considère les différences pour l'ensemble des points. Dans presque tous les cas, les pédicules donnent des différences inférieures aux plateaux, indiquant que les repères situés sur les pédicules soient plus fiables que ceux des plateaux. Pour la reconstruction des pédicules seulement, il est préférable d'utiliser des angles de 25° ou 30°.

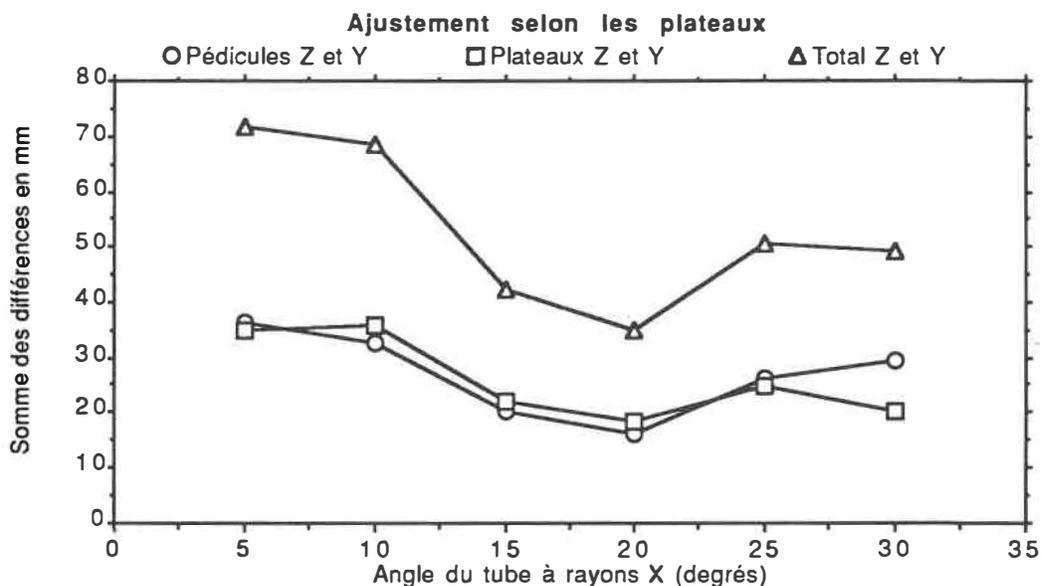


Figure 3.37  
Somme des différences entre la projection latérale et la vue latérale numérisée  
(Ajustement selon les plateaux vertébraux)

Il est tentant d'émettre certaines réserves concernant ces résultats. En effet, il n'est pas dit que la vue latérale numérisée soit exempte d'erreur. Par exemple, il est possible que le mannequin ait été radiographié en position légèrement oblique, ne donnant pas ainsi une vraie projection latérale. De plus, l'identification des pédicules sur la vue latérale n'était pas toujours facile. Par contre, comparativement aux difficultés d'identification des repères sur

les deux radiographies de chaque stéréopaire, les contraintes mentionnées précédemment sont négligeables. Il est raisonnable de supposer, pour ce travail, que la vue latérale numérisée constitue une référence fiable.

### 3.4.5 Synthèse

Cette étude de reconstruction tridimensionnelle a permis de ressortir les points suivants:

- 1 - de façon générale, il semble que la cote de visibilité d'un repère soit représentative des résultats de la reconstruction de ce repère. C'est-à-dire qu'un repère présentant une mauvaise visibilité sur au moins une des deux vues de la stéréopaire donnera de mauvais résultats de reconstruction;
- 2 - de la même façon, les repères présentant une erreur d'identification importante en X (plus de 2.5 mm) ont généralement une mauvaise cote de visibilité;
- 3 - les apophyses, principalement les apophyses transverses, sont les repères donnant les plus grandes erreurs d'identification en X. Par conséquent, ces repères sont considérés comme étant les moins fiables pour la reconstruction tridimensionnelle;

- 4 - l'ajustement mathématique de la projection latérale avec la vue latérale numérisée (par la technique des moindres carrés) semble indiquer que les pédicules sont les repères donnant les résultats de reconstruction les plus fiables, comparativement aux centres des plateaux vertébraux;
- 5 - l'ajustement mathématique indique également, pour l'ensemble des six repères situés sur les plateaux et les pédicules, que les angles de  $15^\circ$  et  $20^\circ$  donnent les résultats de reconstruction les plus réalistes;
- 6 - l'ajustement par moindres carrés, effectué uniquement avec les pédicules, indique que les angles de  $25^\circ$  et  $30^\circ$  donnent les meilleurs résultats de reconstruction.

### 3.5 DISCUSSION GÉNÉRALE

La validation des méthodes de reconstruction tridimensionnelles présente certaines difficultés lorsqu'il est nécessaire de connaître l'exactitude sur les repères anatomiques vertébraux reconstruits. En effet, aucune information permettant de comparer les coordonnées reconstruites n'est disponible. La seule indication de l'exactitude de la reconstruction se présente sous la forme de l'écart type (erreur DLT) sur les coordonnées reconstruites (Marzan, 1976; Wolf, 1983). Or, cet écart type n'est en fait qu'un indice de la correspondance du repère numérisé sur les deux

radiographies et uniquement selon l'axe perpendiculaire à la base stéréoradiographique (section 3.3.1.3). En d'autres termes, l'erreur DLT ne peut être utilisée dans ce projet que pour évaluer l'erreur sur l'identification d'un repère selon la coordonnée X. Ainsi, une petite erreur DLT (écart type) indique qu'un point a été bien identifié, selon X, sur les deux radiographies de la stéréopaire. Or, il se peut très bien que le point numérisé ne corresponde pas exactement au repère anatomique réel. Il faut se rappeler que les techniques de reconstructions tridimensionnelles ont été développées pour une utilisation en photogrammétrie. Le concept de l'écart type comme estimation de l'erreur de reconstruction était alors très valable car selon les probabilités, une bonne identification du même point sur les deux photographies de la stéréopaire devait correspondre au repère réel situé sur l'objet photographié. Or, de par la nature du procédé radiographique, il est plus difficile d'identifier, sur le film radiographique, un repère situé sur l'objet qui a été radiographié. Ainsi, pour une technique stéréoradiographique, l'utilisation de l'écart type comme mesure absolue de l'exactitude de la reconstruction est douteuse et non représentative (section 3.3.1.3).

Plusieurs auteurs (Olsson et coll., 1976; Hindmarsh et coll., 1980; Stokes et coll., 1980) validèrent leur méthode de reconstruction en implantant des petites billes métalliques sur les repères anatomiques vertébraux choisis. Puisque la majorité des patients scoliotiques ne subissent pas de traitements chirurgicaux,

il n'est pas possible d'utiliser cette approche en milieu clinique. Ainsi, la validation de la méthode à l'aide de billes métalliques implantées sur des vertèbres cadavériques n'apporterait rien de plus que la validation effectuée à l'aide de l'objet de calibrage (section 3.2). En effet, la mesure de l'exactitude sur les coordonnées reconstruites d'une bille métallique n'est pas comparable à celle de coordonnées reconstruites des repères osseux. Lors de la numérisation, l'identification d'une petite bille sur les deux radiographies est relativement sans erreur lorsque comparée à l'identification d'un repère anatomique vertébral. Ainsi, indépendamment des résultats de la validation, le problème concernant l'identification des repères anatomiques reste entier. Le seul mérite de l'utilisation de billes métalliques, implantées sur des vertèbres, serait de faciliter l'identification de l'emplacement des repères anatomiques vertébraux lors de l'entraînement des cliniciens.

A la section 3.3, il a été démontré que de petites erreurs sur l'identification des repères anatomiques avaient des répercussions importantes sur les résultats de la reconstruction. La section 3.3.4.2 présente une méthode permettant de quantifier et de corriger ces erreurs de numérisation selon la coordonnée X. Il n'est malheureusement pas possible d'en faire autant sur la coordonnée Y, de sorte que les résultats de la reconstruction sont toujours dépendants de l'identification des mêmes repères sur les deux radiographies. Ceci a été vérifié en comparant les cotes de

visibilité des repères anatomiques avec les résultats de la reconstruction tridimensionnelle de la colonne vertébrale (sections 3.4.2 et 3.4.3). Ainsi, les repères donnant une mauvaise visibilité (2 et moins), sur au moins une des deux radiographies, donnèrent majoritairement des résultats de reconstruction douteux et de grandes erreurs de numérisation en X (5 mm et plus). Par contre, très peu de repères présentant de bonne visibilité (3 et plus) donnèrent de telles erreurs de numérisation en X.

Ainsi, il n'est pas possible présentement d'évaluer et de quantifier de façon satisfaisante l'erreur, ou l'exactitude, sur les coordonnées reconstruites d'un repère anatomique vertébrale dans des conditions *in vivo*.

Cette affirmation vient en contradiction avec les résultats de la majorité des auteurs qui, eux, ont présenté des valeurs numériques pour la mesure de l'exactitude de reconstruction de repères osseux (section 1.3.2). Il est à noter que ces auteurs ne sont pas très explicites quant à leur méthode de mesure de cette erreur ou bien confondent la validation avec des billes métalliques et la reconstruction de repères anatomiques.

Pour les fins de ce projet, il était nécessaire de quantifier et comparer les résultats des reconstructions tridimensionnelles selon les différents angles et repères utilisés. La seule base de référence commune était la radiographie latérale numérisée du

spécimen ayant servi à l'expérimentation. Puisque les deux radiographies de chaque stéréopaire ont été prises dans le plan postéro-antérieur, aucune information concernant le plan latéral du spécimen n'était disponible. Toutes les informations concernant ce plan ont donc été obtenues au moyen de la reconstruction tridimensionnelle. C'est pourquoi il a semblé valable de comparer la projection latérale des reconstructions avec la vue latérale numérisée. Cette approche présente des faiblesses car la numérisation de la radiographie latérale donnent des résultats qui sont entachés par les distorsions inhérentes au procédé radiographique comme, entre autres, le grossissement (les dimensions de l'objet réel apparaissent plus grandes sur le film radiographique). Ainsi, une reconstruction même parfaite donnerait de légères différences lorsque comparée avec la vue latérale numérisée. Il est important de ne pas considérer les résultats de cette comparaison comme une mesure absolue de l'exactitude de la reconstruction mais bien comme une indication de la qualité de la reconstruction. En d'autres termes, si l'on compare les résultats de deux reconstructions avec la vue latérale numérisée, un écart type deux fois plus petit pour une des deux reconstructions indique que cette reconstruction est plus fiable que l'autre mais ne veut absolument pas dire qu'elle est deux fois plus fiable.

Il est difficile de comparer les résultats de cette étude avec ceux d'autres auteurs. En effet, bien peu d'entre eux ont osé publier la représentation graphique de leur modèle. Les rares

représentations disponibles ne permettent pas de juger du modèle étant donné le peu de points utilisés (3) pour représenter chaque vertèbre (Kratky, 1975; Hindmarsh et coll., 1980; Stokes et coll., 1987). Dansereau (1987) représente les vertèbres à l'aide des six repères vertébraux situés sur les pédicules et les plateaux. Il est ainsi possible de constater des incohérences géométriques semblables à celles relevées dans la présente étude.

Bien que légèrement décevant, les résultats des reconstructions tridimensionnelles de cette étude semblent être consistants avec ceux de la littérature et semblent refléter les limites des techniques stéréoradiographiques actuelles, lorsqu'appliquées aux repères anatomiques vertébraux.

Le but du projet était de déterminer les plans radiographiques et les repères anatomiques vertébraux donnant la meilleure reconstruction de la colonne vertébrale scoliotique. Or, toute l'étude de la visibilité des repères anatomiques vertébraux de même que toutes les reconstructions ont été effectuées à l'aide d'un spécimen représentant une colonne vertébrale normale. La principale raison de ce fait est qu'il était impossible d'effectuer l'expérimentation sur des sujets vivants étant donné le grand nombre de radiographies utilisées (8) et que des spécimens représentant une colonne scoliotique étaient introuvables. De plus, l'appareillage développé lors de ce projet ne permet pas d'appliquer la technique sur des sujets scoliotiques. En effet, l'objet de

calibrage a été fabriqué spécialement pour le mannequin et il est trop petit pour permettre à un patient d'y entrer et d'en ressortir facilement. De plus, le support à cassette demandait trop de manipulations pour une utilisation routinière en clinique.

Il n'est malheureusement pas possible dans l'immédiat de vérifier les résultats de cette étude sur des patients scoliotiques. Il est cependant possible d'anticiper le comportement de la technique dans les conditions *in vivo* .

Les déformations scoliotiques auront tendance à modifier l'apparence de la colonne vertébrale sur les clichés radiographiques. L'identification des repères anatomiques en sera ainsi possiblement perturbée. Par exemple, dans le cas de la rotation vertébrale, la vertèbre ne se présente plus de face sur le film mais plutôt en position oblique. Ceci se traduit par un élargissement de la zone d'ombre autour des pédicules et peut introduire une plus grande imprécision lors de l'identification de ce repère, notamment selon la coordonnée X. L'algorithme de correction des erreurs de numérisation, présenté précédemment, tendra à diminuer l'influence de la rotation vertébrale sur l'identification des pédicules. La rotation vertébrale seule ne devrait pas perturber l'identification des repères situés sur les centres des plateaux. D'autre part, les courbures de la colonne vertébrale et l'écrasement visuel des vertèbres amèneront un chevauchement des images des plateaux vertébraux se traduisant par une plus grande difficulté à bien

identifier ces repères anatomiques. Il est à noter que les plateaux présentent des difficultés d'identification même sur une colonne normale. Il est peu probable que les déformations scoliotiques imposent une position du tube à rayons X autre que celle déterminée précédemment. En effet, des angles d'exposition inférieurs à  $15^\circ$  sont trop petits pour permettre une reconstruction tridimensionnelle adéquate. A l'opposé, des angles supérieurs à  $20^\circ$  imposent un parcours plus long aux rayons X à l'intérieur du patient, et ce indépendamment des déformations scoliotiques. Ceci se traduit par une diminution de la qualité de l'image radiographique et par une augmentation de la dose de radiations pour le patient.

Ainsi, il semble théoriquement possible d'utiliser les résultats de cette étude pour l'étude clinique tridimensionnelle de patients scoliotiques.

# CHAPITRE IV

## CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS

### 4.1 CONCLUSION

Le projet présenté dans ce mémoire a été effectué afin de fournir le matériel et l'expertise nécessaires à l'implantation d'un système de normalisation stéréoradiographique utilisable en clinique de scoliose.

Le but principal était de déterminer les plans radiographiques et les repères anatomiques vertébraux donnant la meilleure reconstruction tridimensionnelle de la colonne vertébrale.

Le premier volet du projet consistait en l'analyse qualitative visuelle des radiographies prises selon des déplacements verticaux du tube à rayons X permettant ainsi l'exposition selon des angles de 0° à 30°. Cette étude qualitative a permis de constater que les pédicules sont les repères anatomiques les plus facilement identifiables sur les radiographies, et ce pour tous les angles. Les plateaux vertébraux sont difficiles à identifier convenablement, principalement aux niveaux thoraciques supérieurs et centraux. Toujours selon l'examen visuel, les apophyses ne présentèrent pas une visibilité suffisante pour être considérées comme repères anatomiques.

Le second volet du projet consistait en la validation de la méthode. Cette étude a démontré que l'exactitude de la reconstruction n'était pas diminuée de façon significative par l'absence de points de calibrage situés à l'intérieur de l'objet de calibrage. Ces résultats indiquent qu'il est possible, sans perte d'exactitude, de radiographier un patient à l'intérieur d'un volume de calibrage. Comparativement aux techniques où il est nécessaire de déplacer l'objet de calibrage pour faire place au patient, il est ainsi possible de diminuer le nombre de manipulations et de films radiographiques nécessaires lors de l'examen clinique. La validation a également montré qu'il était préférable d'utiliser une distribution symétrique de points de calibrage au dépend d'une distribution asymétrique. Ceci est également vrai, même si des points reconstruits sont situés à l'extérieur de l'objet de calibrage.

Il a été démontré que la méthode était très sensible à l'identification du même repère sur les deux radiographies. En effet, des erreurs d'identification de quelques millimètres seulement engendraient des erreurs de reconstruction de l'ordre de deux centimètres. Un algorithme est proposé pour corriger ces erreurs d'identification selon la coordonnée X.

Les diverses reconstructions de la colonne vertébrale, lorsque comparées au moyen d'une technique des moindres carrés à la radiographie latérale numérisée, ont démontré que les stéréopaires

0°-15° et 0°-20° donnaient les meilleurs résultats de reconstruction, lorsque l'on considère les repères des pédicules et des plateaux vertébraux. Considérés séparément, les repères anatomiques les plus fiables semblèrent être les pédicules. De plus, les stéréopaires 0°-25° et 0°-30° ont donné les meilleurs résultats pour ces repères.

La validation de la méthode a donné des erreurs moyennes de reconstruction de l'ordre du millimètre, et ce pour les angles de 15° à 30°, et ce pour des points représentés par de très petites billes et très facilement identifiables sur les deux radiographies de la stéréopaire. Il est donc fortement possible que l'erreur sur les repères anatomiques soit de plusieurs millimètres dans les meilleurs cas.

Il est à noter que l'utilisation d'une technique des moindres carrés pour quantifier la fiabilité des résultats des reconstructions tridimensionnelles est inédite. Cette approche permet de comparer les résultats de différentes reconstructions et d'évaluer la fiabilité de celles-ci.

La principale limitation de cette étude provient de la sensibilité de la méthode aux erreurs d'identification des repères anatomiques. Un algorithme de correction a été développé afin de minimiser cette erreur selon la coordonnée X. Puisque la correction s'effectue en déplaçant le point sur la radiographie angulée de la

stéréopaire, il est très important que toutes les radiographies soient enlignées selon le même système d'axe et qu'elles n'aient pas subi de rotation. L'algorithme de correction impose également que l'objet de calibrage soit parfaitement perpendiculaire à la source de rayons X. Par contre, pour des angles du tube supérieurs à  $15^\circ$ , l'orientation axiale de l'objet de calibrage devient accessoire.

Lorsque l'on considère la taille et l'orientation relative des vertèbres, il a été noté que les résultats de la reconstruction de la colonne vertébrale donnaient les meilleurs résultats pour les angles de  $15^\circ$  et  $20^\circ$ , et ce en utilisant les repères anatomiques vertébraux situés sur les bases et sommets des deux pédicules ainsi que les repères situés sur les centres des plateaux vertébraux supérieurs et inférieurs. Par contre, si l'on considère la forme générale (courbures) de la colonne, il semble que les angles de  $25^\circ$  et  $30^\circ$  donnent les meilleurs résultats en ne considérant que les repères situés sur les pédicules. Ces constatations, basées sur l'examen visuel des reconstructions, ont été confirmées par les résultats de l'ajustement par moindres carrés des projections latérales des reconstructions sur la radiographie latérale numérisée.

Dans le but d'effectuer l'étude clinique tridimensionnelle de la colonne vertébrale scoliotique, il est préférable d'utiliser un angle de  $20^\circ$  avec les six repères anatomiques suivants: les sommets et les bases des pédicules ainsi que les centres des plateaux vertébraux inférieurs et supérieurs. Cette combinaison représente

le meilleur compromis lorsqu'il est nécessaire de connaître la géométrie de la colonne vertébrale conjointement avec la position et l'orientation des vertèbres.

#### 4.2 RECOMMANDATIONS

Avant d'aborder les recommandations découlant de ce travail, il serait bon de revoir les principales limitations inhérentes à ce projet de recherche:

- l'ensemble du matériel développé dans le cadre de ce projet est trop spécifique pour être utilisé en clinique: - l'objet de calibrage ne peut être utilisé qu'avec un mannequin de la taille de celui ayant servi au projet; - le dispositif de positionnement de cassettes n'accepte qu'une cassette à la fois et demande beaucoup de manipulations;
- les billes de l'objet de calibrage sont trop petites (0.7 mm de diamètre). Il est extrêmement difficile de les identifier sur les radiographies;
- la reconstruction tridimensionnelle de la colonne vertébrale est extrêmement sensible aux erreurs de numérisation;

- le temps de calcul de la reconstruction est considérablement augmenté lors de l'utilisation de l'algorithme de correction des erreurs de numérisation;
- les plans radiographiques et les repères anatomiques ont été déterminés à l'aide d'un seul spécimen normal.

Ainsi, dans le but d'effectuer l'étude tridimensionnelle de la colonne vertébrale en milieu clinique, il est préférable de suivre les recommandations présentées ci-après selon trois champs: 1- la fabrication de l'appareillage; 2- l'amélioration de la technique de reconstruction et 3- l'étude de patients scoliotiques.

#### 1- Fabrication de l'appareillage

- l'appareillage utilisé en clinique devra permettre la prise de radiographies selon les angles de  $0^{\circ}$  et de  $20^{\circ}$ , contenir l'objet de calibrage et permettre l'insertion des deux cassettes nécessaires. Il devra également permettre de maintenir le patient immobile, durant le temps de la prise des deux radiographies. L'appareil devra s'ajuster selon la grandeur du patient;
- les billes de l'objet de calibrage devront être assez grosses pour permettre une identification rapide. Un diamètre de 2 mm est suggéré.

## 2- Amélioration de la technique de reconstruction

- afin de corriger les incohérences géométriques de la reconstruction tridimensionnelle, il serait possible d'ajuster les coordonnées des points reconstruits à l'aide de fonctions interpolatoires (splines, séries de Fourier, etc.). En utilisant les résultats d'observations cliniques et les données tirées de la littérature, il serait possible de déterminer certaines propriétés anatomiques et géométriques de la colonne vertébrale (entre autres: grosseur, position et orientation relatives). A l'aide de ces propriétés, les résultats des reconstructions pourraient être corrigés. A partir de ces nouvelles coordonnées corrigées, il serait possible de retrouver leurs positions respectives sur les radiographies et ainsi de vérifier si la correction est adéquate;
- il est également souhaitable d'optimiser l'algorithme de correction d'erreurs de numérisation afin de réduire le temps de calcul lors de la reconstruction.

## 3- L'étude de patients scoliotiques

- dans le but de valider cliniquement cette étude, il serait souhaitable d'étudier un grand nombre de patients scoliotiques. Ceci permettrait de comparer la visibilité des repères vertébraux scoliotiques avec les résultats de cette étude. Il serait ainsi possible d'évaluer dans quelle mesure les

déformations scoliotiques perturbent l'identification des repères vertébraux;

- l'examen visuel des représentations graphiques des reconstructions permettrait de vérifier qualitativement leur fiabilité. Il serait également possible de comparer les reconstructions avec la visibilité des repères vertébraux;
- lorsque disponible, la radiographie latérale du patient pourrait servir à valider la reconstruction. Il suffirait d'utiliser le programme des moindres carrés développé pour ce projet et de comparer les résultats cliniques avec ceux obtenus lors de la présente étude. Ceci pourrait servir d'indice quant à la fiabilité de la reconstruction. Dans le cas d'une différence jugée trop grande entre la reconstruction et la radiographie latérale, il serait possible de renumériser la stéréopaire jusqu'à ce que les résultats soient satisfaisants. Tant que les radiographies sont numérisées à la main, cette approche risque d'être extrêmement fastidieuse. Par contre, l'avènement de logiciels de numérisation assistée par ordinateur pourrait changer les choses.

## RÉFÉRENCES

André, D. (1987). *Interface DXFOUT pour le logiciel CAO CAM-DES de la compagnie ICAM*. Projet de fin d'études, Département de génie mécanique, Ecole Polytechnique de Montréal.

Asher, M. A. (1987). *Nonoperative Treatment of Scoliosis*. Spine: State of the Art Reviews. 1:213.

Benson, D. R., Schultz, A. B., Dewald, R. L. (1976). *Roentgenographic Evaluation of Vertebral Rotation*. The J. of Bone & Joint Surg. 58A:1125.

Birch, J. G., Herring, J. A., Roach, J. W., Johnston, C.E. (1988). *Cotrel-Dubousset Instrumentation in Idiopathic Scoliosis*. Clinic. Orthop. & Rel. Res. Feb:24.

Bradford, D. S., Lonstein, J.E., Moe, J. H., Ogilvie, J. W., Winter, R. B. (1987). *Moe's Textbook of SCOLIOSIS and Other Spinal Deformities*. W. B. Saunders Company.

Brown, R. H., Burstein, A. H., Nash, C. L., Schock, C. C. (1976) *Spinal Analysis Using a Three-dimensional Radiographic Technique*. J. Biomech. 9:355.

Cobb, J. R. (1948). *Outline for the study of scoliosis*. Am. Acad. Orthop. Surg. Lect. 5:261.

Gerald, C. F., Wheatley, P. O. (1984). *Applied Numerical Analysis*. Addison-Wesley. 3th ed.

Dansereau, J. (1983). *Détermination des paramètres intrinsèques de courbure et de torsion d'un modèle tridimensionnel de la colonne vertébrale scoliothique*. Mémoire de maîtrise, Dép. génie méc., Ecole Polytechnique de Montréal, Canada.

Dansereau, J. (1987). *Rib Cage Deformation in Scoliosis*. Ph. D. thesis, Dept. of mechanical eng., Univ. of Vermont in Burlington.

De Smet, A. A., Tarlton, M. A., Cook, L. T., Berridge, A. S., Asher, M. A. (1983). *The Top View for Analysis of Scoliosis Progression*. Radiology. 147:369.

Dimnet, J., Fischer, L. P., Gonon, G., Carret, J. P. (1978). *Radiographic Studies of Lateral Flexion in the Lumbar Spine*. J. Biomech. 11:143.

Dimnet, J., Guinguand, M. (1984). *The Finite Displacements Vector's Method: an Application to the Scoliotic Spine*. J. Biomech. 17:397.

Drerup, B. (1984). *Principles of Measurement of Vertebral Rotation from Frontal Projection of the Pedicles*. J. Biomech. 17:923.

Drerup, B. (1985). *Improvements in Measuring Vertebral Rotation from the Projections of the Pedicles*. J. Biomech. 18:369.

Ecker, M. L., Betz, R. R., Trent, P. S., Mahboubi S., Mesgarzadeh, M., Bonakdapour, A., Drummond, D. S., Clancy, M. (1988) *Computer Tomography Evaluation of Cotrel-Dubousset Instrumentation in Idiopathic Scoliosis*. Spine. 13:1141.

Fait, M., Janovec, M. (1970). *Establishing of the Rotation Angle in the Vertebra*. Scripta Medica. 43:207.

Frankel, V. H., Nordin, M. (1980). *Basic Biomechanics of the Skeletal System*. Lea & Febiger.

Gilbert, N. (1978). *Statistiques*. Les Editions HRW Ltée., Montréal.

Godillon, A. P., Lepoutre, F.X. (1988). *Modélisation graphique du rachis scoliotique*. Innov. Tech. Biol. Med. 9:585.

Gray, H. (1985). *Anatomy of the Human Body*. Lea & Febiger, Philadelphia.

Guinguand, M. (1982). *Modélisation spatiale de la colonne vertébrale humaine in vivo à partir de deux de ses radiographies: applications à la scoliose*. Thèse de doctorat, Dépt. génie méc. Ecole centrale de Lyon, France.

Hallert, B. (1970). *X-ray Photogrammetry: Basic Geometry and Quality*. Elsevier Publishing Company, New York.

Hierholzer, E., Luxmann, G. (1982). *Three-Dimensional Shape Analysis of the Scoliotic Spine Using Invariant Shape Parameters*. J. Biomech. 15:583.

Hindmarsh, J., Larsson, J., Mattsson, O. (1980). *Analysis of Changes in the Scoliotic Spine Using a Three-dimensional Radiographic Technique*. J. Bio-mech. 13:279.

International Commission on Radiological Protection. (1982). *Protection of the Patient in Diagnostic Radiology*. Pergamon Press. ICRP Publication 34.

Jacobson, B., Webster J. G. (1977). *Medecine and clinical Engineering*. Prentice Hall.

Keim, H. A. (1978). *Scoliosis*. Clinical Symposia. 30:1.

Kratky, V. (1975). *Analytical Photogrammetry in Scoliosis*. Photogrammetria. 31:195.

Lucas, D. B., Bresler, B. (1961). *Stability of the Ligamentous Spine*. Tech. Rep. 40, Univ. of Calif. Biomechanics Laboratory, San Francisco.

Marchand, F. (1983). *Développement d'un système de stéréocinéphotogrammétrie pour une analyse bilatérale de la démarche*. Mémoire de maîtrise, Dép. génie méc., Ecole Polytechnique de Montréal, Canada.

Marzan, G. T. (1976). *Rational Design for Close-range Photogrammetry*. Ph. D. thesis, Dept. of Civil Eng., Univ. of Illinois at Urbana-Champaign.

Matteri, M. E., Pope, M. H., Frymoyer, J. W. (1976). *A Biplane Radiographic Method of Determining Vertebral Rotation in Postmortem Specimens*. Clinic. Orthop. & Rel. Res. May:95.

McNeice, G.. M., Koreska, J., Raso, J. (1975). *Spatial Description of the Spine in Scoliosis*. Advances in Engineering. ASME, Winter Annual Meeting, Houston: 76.

Metha, M. H. (1973). *Radiographic Estimation of Vertebral Rotation in Scoliosis*. J. of Bone & Joint Surg. 55B:513.

- Morris, J. M. (1973). *Biomechanics of the Spine*. Arch. Surg. 107:418.
- Nash, C. L., Moe, J. H. (1969). *A Study of Vertebral Rotation*. J. of Bone & Joint Surg. 51A:223.
- Oda M., Rauh, S., Gregory, P. B., Silverman F. N., Bleck E. (1982). *The Significance of Roentgenographic Measurement in Scoliosis*. J. Ped. Orthop. 2:378.
- Olsen, G. A., Allan, J. H. (1969). *The Lateral Stability of the Spine*. Clinic. Orthop. & Relat. Res. July:143.
- Olsson, T. H., Selvik, G., Willner, S. (1976). *Kinematic Analysis of Spinal Fusion*. Investigative Radiology. 11:202.
- Panjabi, M. M., White A. A. (1971) *A Mathematical Approach for Three-dimensional Analysis of the Mechanics of the Spine*. J. Biomech. 4:203.
- Panjabi, M. M., Brand, R. A., White, A. A. (1976). *Mechanical Properties of the Human Thoracic Spine*. J. Bone & Joint Surg. 58A:642.
- Pearcy, M. J., Whittle, M. W. (1982). *Movement of the Lumbar Spine Measured by Three-dimensional X-ray Analysis*. J. Biomed. Eng. 4:.
- Pearcy, M. J. (1985). *Stereo Radiography of Lumbar Spine Motion*. Acta Orthop. Scand. suppl. 212. vol. 56.
- Péridriolle, R. (1979). *La scoliose. Son étude tridimensionnelle*. Maloine S. A. éd. Paris.
- Plamondon, A. (1989). *Validation d'une méthode stéréoradiographique pour l'étude des déplacements intervertébraux lombaires*. Thèse de doctorat, Départ. d'éducation physique, Université de Montréal.
- Pope, M. H., Wilder, D. G., Mattern, R. E., Frymoyer, J. W. (1977). *Experimental Measurements of Vertebral Motion Under Load*. Orthop. Clinics of North America. 8:155.

Pope, M. H., Stokes, I. A. F., Moreland, M. (1984). *The Biomechanics of Scoliosis*. CRC Critic. Rev. in Biomed. Eng. 11:157.

Rab, G. T., Chao, E. Y. (1977). *Verification of Roentgenographic Landmarks in the Lumbar Spine*. Spine. 2:287.

Raso, J. V. (1977). *A Geometrical Model of the Spine in Scoliosis*. M. Sc. A. Thesis, Department of Civil Engineering, University of Waterloo, Ontario.

Roaf, R. (1958). *Rotation Movements of the Spine with Special Reference to Scoliosis*. J. Bone & Joint Surg. 40B:312.

Rohen, J. W., Yokochi, C. (1983). *Color Atlas of Anatomy*. Igaku-Shoin, New York.

Schultz, A. B., Galante, J. O. (1970). *A Mathematical Model for the Study of the Mechanics of the Human Vertebral Column*. J. Biomech. 3:405.

Schultz, A. B., Larocca, H., Galante, J. O., Andriacchi, T. P. (1972). *A Study of Geometrical Relationships in Scoliotic Spines*. J. Biomech. 5:409.

Sevastikoglou, J. A., Bergquist, E. (1969). *Evaluation of the Reability of Radiological Methods for Registration of Scoliosis*. Acta orthop. Scandinav. 40:608.

Spiegel, M. R. (1974). *Formules et tables mathématiques*. McGraw-Hill, série Schaum.

Stokes, I. A. F., Medicott, P. A., Wilder, D. G. (1980). *Measurement of Movement in Painful Intervertebral Joints*. Med. & Biol. Eng. & Comput. 18:694.

Stokes, I. A. F., Wilder, D. G., Frymoyer, J. W., Pope, M. H. (1981). *Assessment of Patients With Low-Back Pain by Biplanar Radiographic Measurement of Intervertebral Motion*. Spine. 6:233.

Stokes, I. A. F. (1985). *Biplanar Radiography for Measurement of Spinal Shape and Motion*. Automedica. 5:37.

Stokes, I. A. F., Bigalow, L. C., Moreland, M. S. (1986). *Measurement of Axial Rotation of Vertebrae in Scoliosis*. Spine. 11:213.

Stokes, I. A. F., Bigalow, L. C., Moreland, M. S. (1987). *Three-Dimensional Spinal Curvature in Idiopathic Scoliosis*. J. of Ortho. Res. 5:102.

Suh, C. H. (1974). *The Fundamentals of Computer Aided X-ray Analysis of the Spine*. J. Biomech. 7:161.

Tortora, G. J. (1988). *Principes d'anatomie et de physiologie*. Centre Educatif et Culturel inc.

Voutsinas, S. A., MacEwen, G. D. (1986). *Sagittal Profiles of the Spine*. Clinic. Orthop. & Relat. Res. Sept:235.

White, A. A. (1971). *Kinematics of the Normal Spine as Related to Scoliosis*. J. Biomech. 4:405.

White, A. A., Panjabi, M. M. (1978). *Clinical Biomechanics of the Spine*. J. B. Lippincott Company, Philadelphia.

Wolf, P. R. (1983). *Element of Photogrammetry*. McGraw-Hill, 2nd ed.

Wood, G. A., Marshall, R. N. (1986). *The Accuracy of DLT Extrapolation in Three-dimensional Film Analysis*. J. Biomech. 19:781.

## **ANNEXE A**

### **LEXIQUE**

**ANALOGUE (Méthode de reconstruction).** Se dit des méthodes de reconstruction permettant d'obtenir une représentation tridimensionnelle sans l'aide de calculs. La reconstruction est effectuée à l'aide d'un stéréocomparateur et se présente sous la forme de courbes de niveau.

**ANALYTIQUE (Méthode de reconstruction).** Se dit des méthodes de reconstruction utilisant un ensemble de relations géométriques permettant d'obtenir la reconstruction tridimensionnelle d'un objet sous la forme d'un ensemble de coordonnées de points discrets.

**ANGLE DE CONVERGENCE.** Angle de rotation de la source de rayons X dont l'axe de rotation est perpendiculaire au plan formé par la base stéréoradiographique et la distance principale.

**ANGLE DU TUBE À RAYONS X.** Voir angle de convergence.

**ANTÉRO-POSTÉRIEUR (AP).** Se dit du plan radiographique obtenu lorsque le patient est exposé en faisant face à la source de rayons X.

**BASE STÉRÉORADIOGRAPHIQUE.** Pour une installation possédant deux tubes à rayons X, c'est la distance entre ces deux tubes. Pour une installation à tube unique, c'est la grandeur du déplacement de la source.

**CALIBRAGE.** Étape de la procédure de reconstruction permettant de relier les coordonnées tridimensionnelles de l'espace réel avec les coordonnées images des plans radiographiques. Le calibrage s'effectue au moyen d'un objet contenant des points de coordonnées connues.

**CLICHÉ RADIOGRAPHIQUE.** Voir film radiographique.

**COLLIMATEUR.** Dispositif situé à la sortie du tube à rayons X et constitué de plaques de plomb orientables. Le collimateur est utilisé pour orienter les rayons X vers le film radiographique, ceci afin d'éviter le dispersement aléatoire des radiations.

**COLINÉARITÉ.** État des relations existant entre un objet réel et ses images radiographiques. Il est supposé que ces relations sont linéaires et qu'elles peuvent se déduire à l'aide de la géométrie.

**CONFIGURATION DE CALIBRAGE.** Disposition spatiale des points de coordonnées connues servant au calibrage de l'algorithme de reconstruction.

**DISTANCE FOCALE.** Distance de la source de rayons X au film radiographique.

**DISTANCE PRINCIPALE.** Distance entre la source et le point principal du film radiographique.

**ERREUR DLT.** Estimation de l'erreur sur les coordonnées reconstruites. Il s'agit de l'écart type sur les points reconstruits, résultant de l'algorithme de reconstruction.

**ERREUR DE NUMÉRISATION.** Erreur commise lors de l'identification d'un même point sur les deux radiographies de la stéréopaire.

**ERREUR DE RECONSTRUCTION.** Erreur réelle sur les coordonnées reconstruites. Il s'agit de la différence entre les coordonnées réelles d'un point et de ces coordonnées calculées.

**EXACTITUDE.** Égalité de la mesure avec la grandeur mesurée. Par exemple, un algorithme de reconstruction exacte donnerait les coordonnées réelles des points reconstruits.

**EXTRAPOLATION.** S'applique à la reconstruction de points situés à l'extérieur de l'objet (volume) de calibrage.

**FILM RADIOGRAPHIQUE.** Média contenant l'impression de l'image radiographique.

**GROSSISSEMENT.** Phénomène causé par le procédé radiographique faisant que l'image radiographique est plus grande que l'objet radiographié.

**IMAGE RADIOGRAPHIQUE.** Ensemble des contrastes imprimés sur le film radiographique résultant de l'exposition d'un objet aux rayons X.

**INDICE DE VISIBILITÉ.** Cote variant de 1 (mauvais) à 5 (excellent) attribuée aux repères anatomiques radiographiés. Cet indice permet de quantifier la facilité à identifier ces repères anatomiques.

**INTERPOLATION.** S'applique à la reconstruction de points situés à l'intérieur de l'objet (volume) de calibrage.

**NUMÉRISATION.** Mesure des coordonnées bidimensionnelles de points situés sur une radiographie.

**OBJET DE CALIBRAGE.** Se dit de l'appareil contenant l'ensemble des points utilisés pour le calibrage de l'algorithme de reconstruction.

**PHOTOGRAMMÉTRIE.** Technique permettant l'obtention de données géométriques telles que la taille, la position ou la forme d'un objet photographié.

**PLAN FRONTAL.** Voir plan antéro-postérieur

**PLAN LATÉRAL.** Plan radiographique obtenu lorsque le patient est exposé en se présentant de côté à la source de rayons X.

**PLAN RADIOGRAPHIQUE.** Cliché radiographique obtenu pour une orientation donnée de la source de rayons X.

**PLAN SAGITTAL.** Voir plan latéral.

**POINT DE CALIBRAGE.** Point de coordonnées tridimensionnelles connues situé sur l'objet.

**POINT IMAGE.** Point de l'objet réel tel que vu sur une radiographie.

**POINT OBJET.** Point situé sur l'objet réel.

**POINT PRINCIPAL.** Point image situé à la base de la perpendiculaire du plan radiographique partant de la source.

**POSTÉRO-ANTÉRIEUR (PA).** Se dit du plan radiographique obtenu lorsque le patient est exposé en tournant le dos à la source de rayons X.

**PRÉCISION.** Mesure de la répétabilité d'un calcul, d'une mesure.

**RADIOPHOTOGRAMMÉTRIE.** Technique permettant l'obtention de données géométriques telles que la taille, la position ou la forme d'un objet radiographié.

**RECONSTRUCTION TRIDIMENSIONNELLE.** Représentation tridimensionnelle mathématique d'un objet réel obtenue à partir de deux de ses radiographies.

**REPERE ANATOMIQUE VERTÉBRAL.** Structure osseuse située sur la vertèbre et facilement identifiable sur des films radiographiques.

**SCOLIOSE.** Déviation latérale de la colonne vertébrale, telle que vue dans le plan frontal.

**SOURCE RADIOGRAPHIQUE.** Voir tube à rayons X

**STÉRÉOPAIRE.** Se dit des deux radiographies d'un objet prises selon des orientations différentes et servant à obtenir sa représentation tridimensionnelle.

**STÉRÉORADIOPHOTOGRAMMÉTRIE (STÉRÉORADIOGRAPHIE).**

Technique permettant d'obtenir la représentation tridimensionnelle d'un objet à partir de deux de ses radiographies prises selon des orientations différentes.

**TUBE À RAYONS X.** Ensemble de l'appareillage permettant de générer des rayons X (Anode, cathode, collimateur, etc.).

**VISIBILITÉ DES REPERES ANATOMIQUES.** Capacité de l'oeil humain à identifier et reconnaître des repères anatomiques sur des films radiographiques.

**VOLUME DE CALIBRAGE.** Volume couvert par l'ensemble des points servant au calibrage de l'algorithme de reconstruction.

## ANNEXE B

### ERREUR MAXIMALE SUR LES COORDONNÉES MESURÉES

La mesure des coordonnées X, Y et Z des billes situées sur l'objet de calibrage est entachée d'erreurs, reliées à l'instrumentation utilisée. La présente annexe a pour but de détailler le calcul de ces erreurs.

Le tableau B.1 donne la liste des instruments utilisés avec leur précision.

Tableau B.1  
Instrumentation utilisée et précision des appareils

instrument	Précision (en pouce)
Vernier vertical (trusquin) de 24"	$\pm 0.001''$
Socle de 10"	$\pm 0.00005''$
Comparateur à levier	$\pm 0.001''$
Calle de 0.127"	$\pm 0.001''$
Table de marbre (4' x 6')	$\pm 0.0002''$ (sur diagonale)

Chaque bille a un diamètre de 0.027", ce qui entraîne 0.014" d'erreur sur la localisation du centre de cette bille.

### B.1 ERREUR MAXIMALE SUR LA MESURE DE LA COORDONNÉE X

La coordonnée X des billes fut obtenue à l'aide du vernier vertical. Ainsi, l'erreur n'est causée que par l'imprécision du vernier et par l'imprécision de la localisation du centre de la bille, soit:

$$0.001'' + 0.014'' = 0.015'' \rightarrow 0.381 \text{ mm.}$$

### B.2 ERREUR MAXIMALE SUR LA MESURE DE LA COORDONNÉE Y

L'erreur maximale sur la coordonnée Y se produit sur les deux dernières rangées qui étaient hors de la portée du vernier. Ce dernier a donc été haussé sur un socle et assujéti avec des calles. L'erreur sur la coordonnée Y se calcule comme suit:

$$0.001'' + 0.00005'' + 0.001'' + 0.014'' = 0.016'' \rightarrow 0.408 \text{ mm.}$$

### B.3 ERREUR MAXIMALE SUR LA MESURE DE LA COORDONNÉE Z

La coordonnée Z fut mesurée avec le vernier vertical et le comparateur à levier, ce dernier étant utilisé pour mesurer la profondeur des billes dans les plaques de même que la courbure moyenne des plaques. L'erreur se calcule donc comme suit:

$$0.001'' + 0.001'' + 0.014'' + 0.005'' = 0.021'' \rightarrow 0.533 \text{ mm.}$$

## ANNEXE C

### RÉSULTATS DE L'ÉVALUATION QUALITATIVE DES RADIOGRAPHIES

L'ensemble des résultats de l'évaluation qualitative des radiographies est présenté dans cette annexe. La première partie présente la cote de visibilité (de 1 à 5) pour chaque vertèbre de chaque niveau vertébral, et ce pour toutes les angulations testées. Ces résultats sont présentés sous la forme d'histogrammes.

La seconde partie présente, sous forme de courbes, la visibilité des repères en fonction du niveau vertébral pour chaque angulation. Ces résultats sont obtenus en regroupant les neuf repères en trois groupes: pédicules, plateaux vertébraux et apophyses. Les courbes sont obtenues à l'aide d'un polynôme de régression d'ordre cinq.

La troisième partie présente les courbes, pour chaque repère, de la visibilité des niveaux vertébraux en fonction de l'angulation du tube à rayons X. Les niveaux furent regroupés en quatre groupes, soit: haut thoracique, milieu thoracique, bas thoracique et lombaire. Cette partie se termine avec un graphique représentant la visibilité moyenne de chaque repère, sur l'ensemble de la colonne, en fonction de l'angulation. Ces courbes sont obtenues à l'aide d'un polynôme de régression d'ordre 3.

# Visibilité des repères anatomiques vertébraux

sommet pédicule gauche

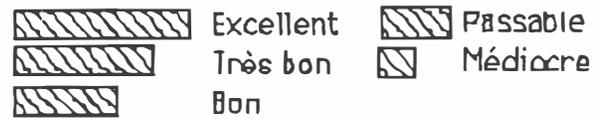
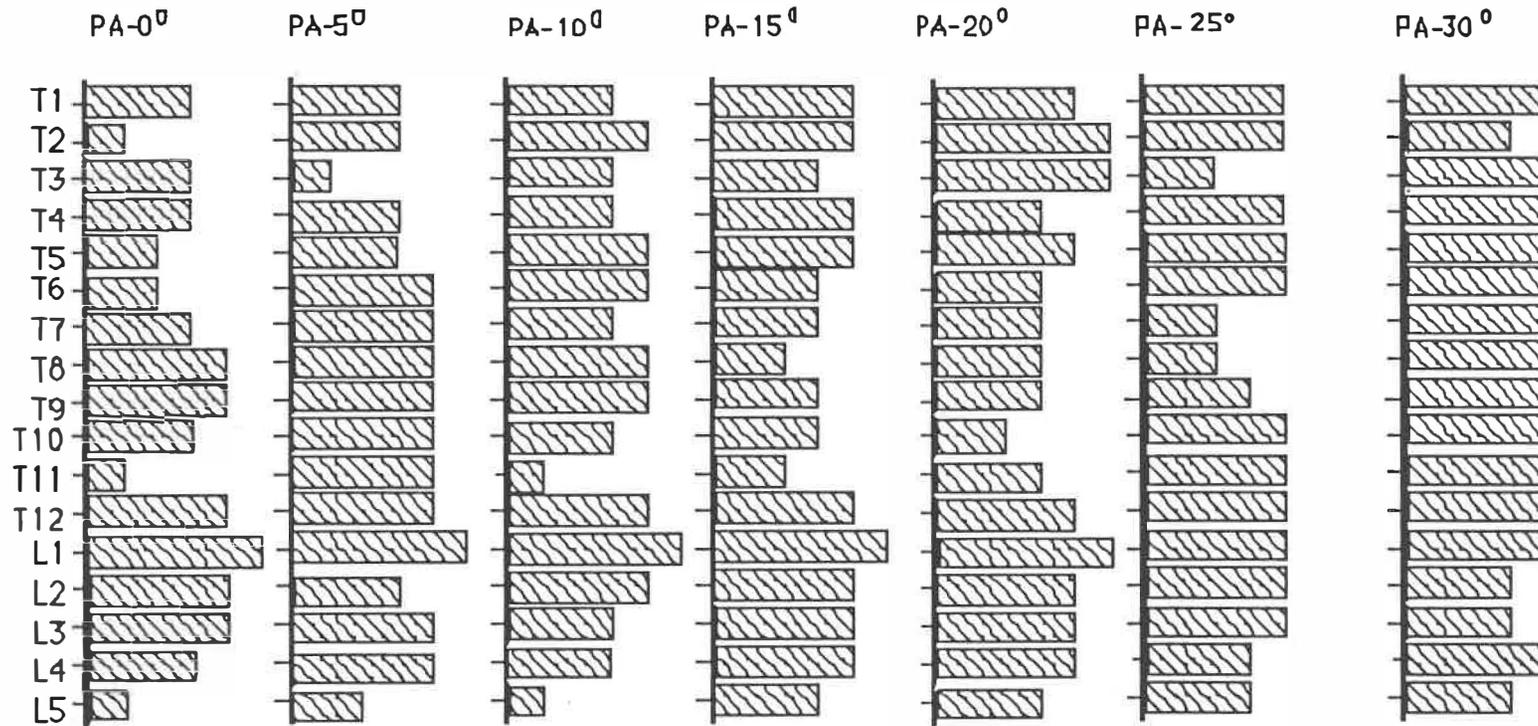


Figure C.1

# Visibilité des repères anatomiques vertébraux

base pédicule gauche

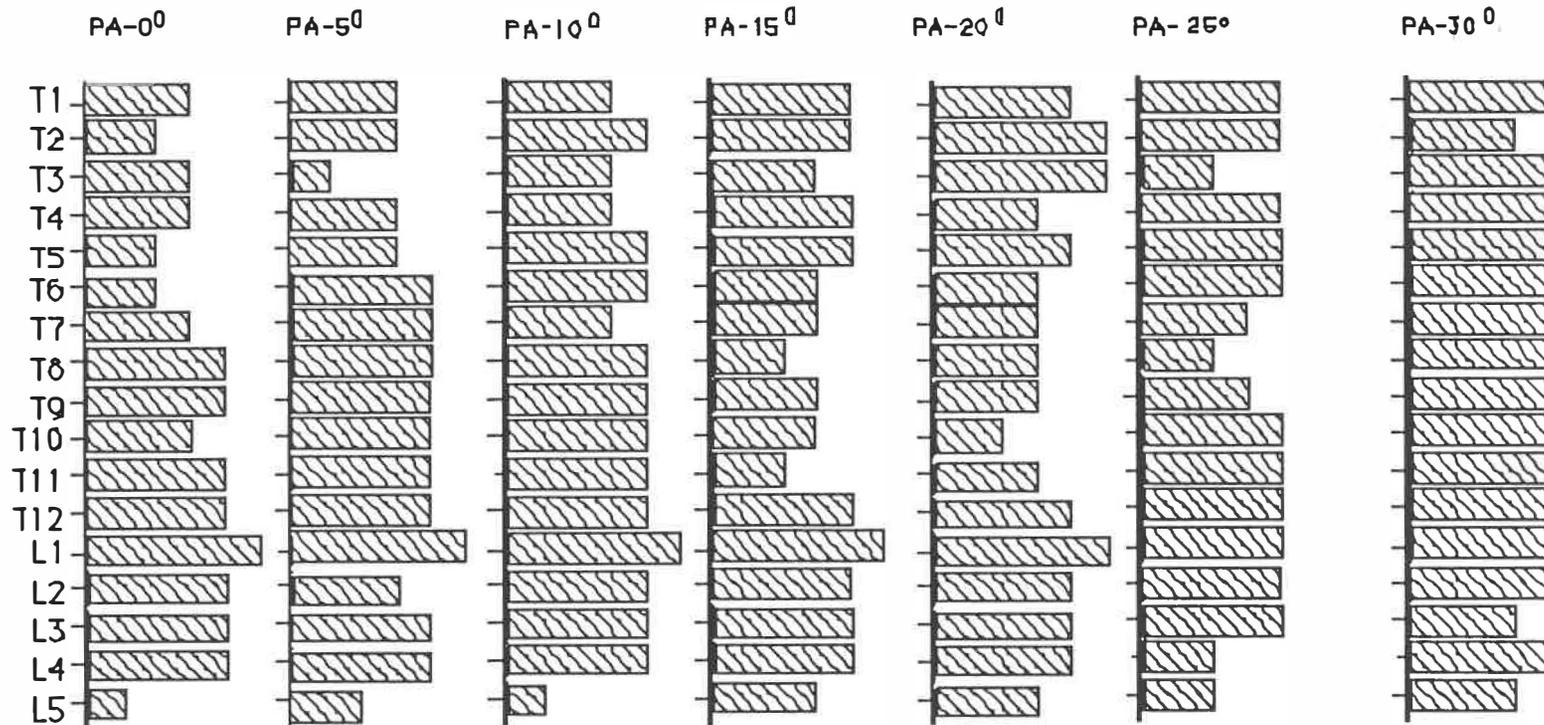


Figure C.2

# Visibilité des repères anatomiques vertébraux

sommet pédicule droit

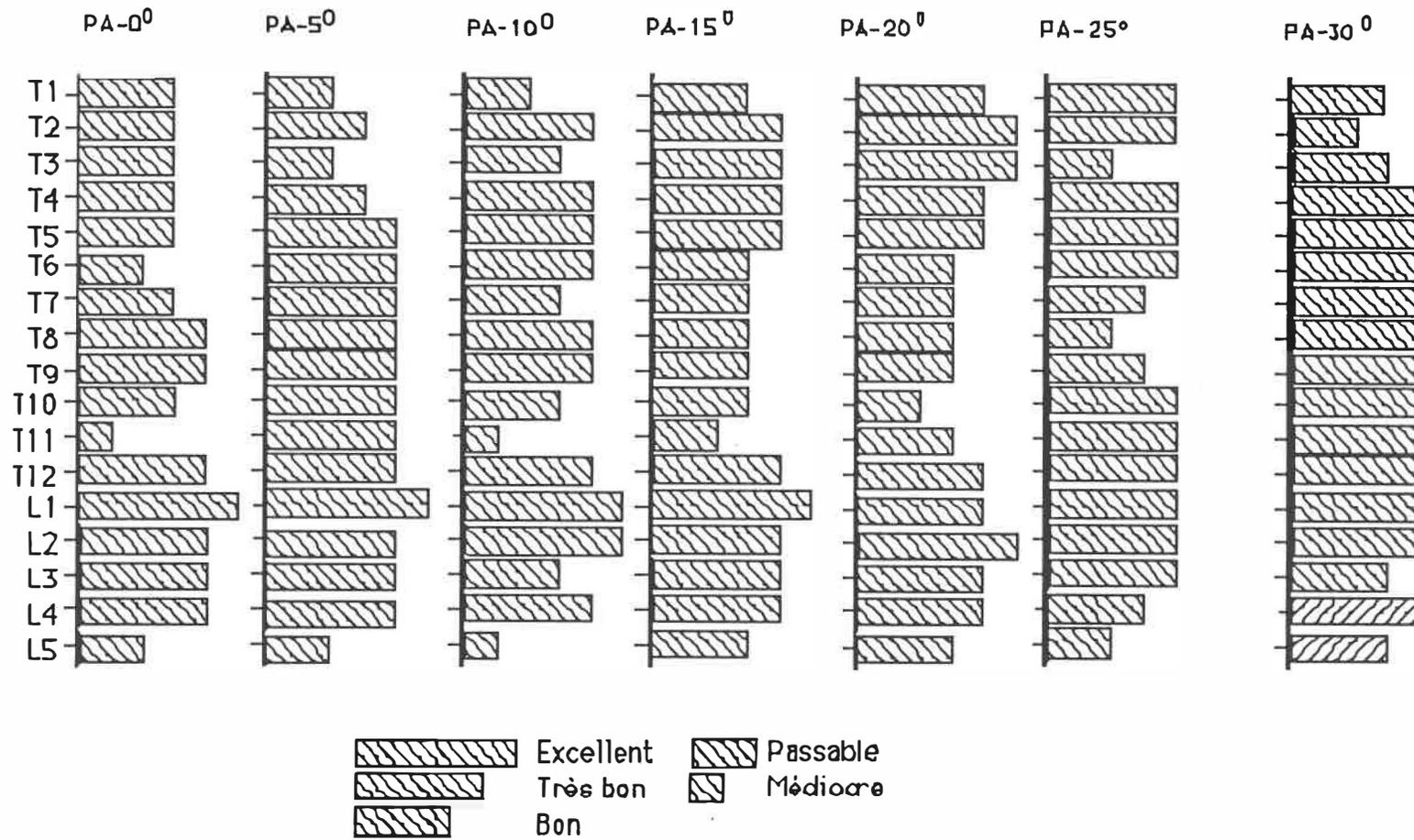


Figure C.3

## Visibilité des repères anatomiques vertébraux

base pédicule droit

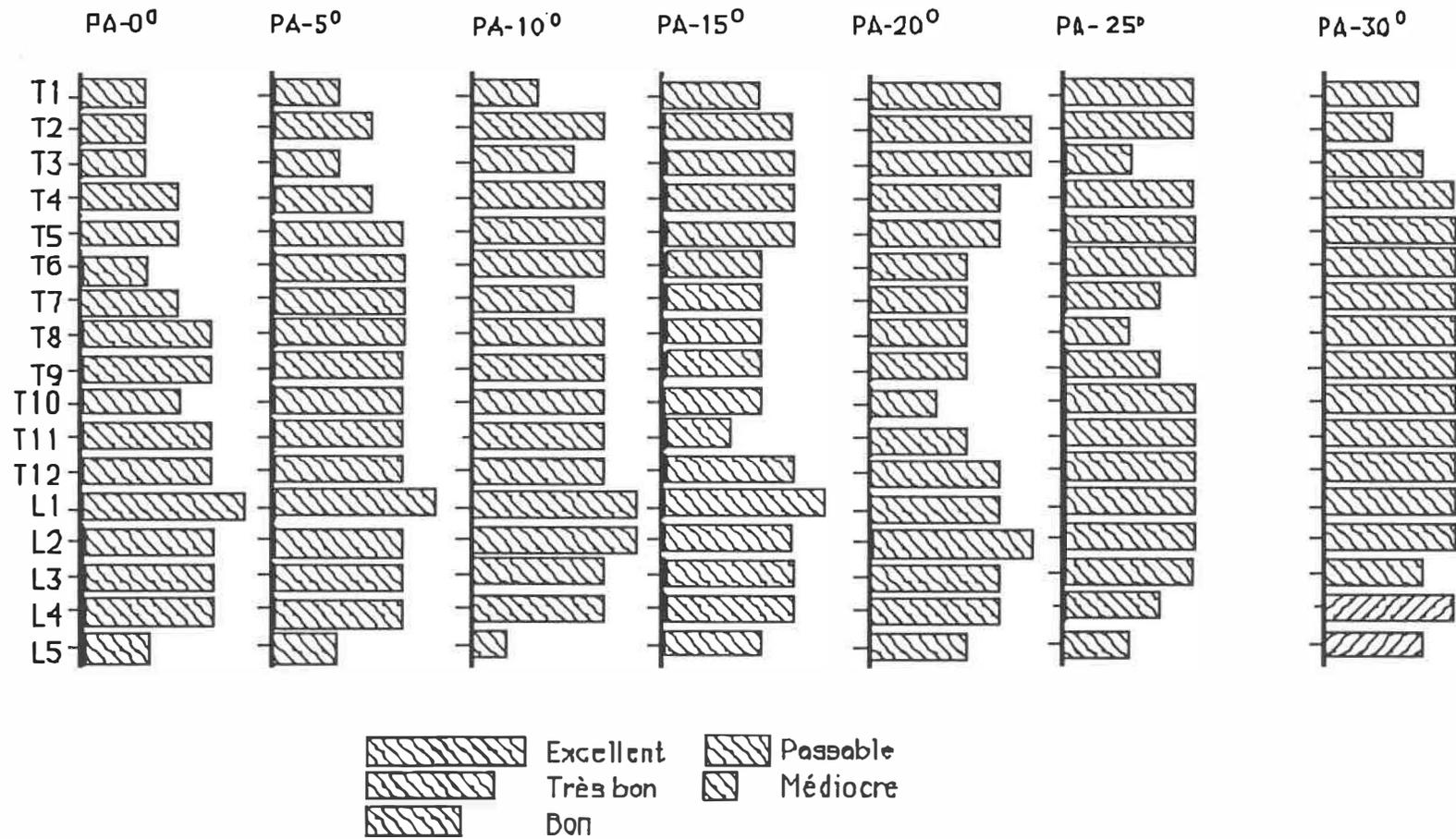


Figure C.4

# Visibilité des repères anatomiques vertébraux

## Plateau vertébral supérieur

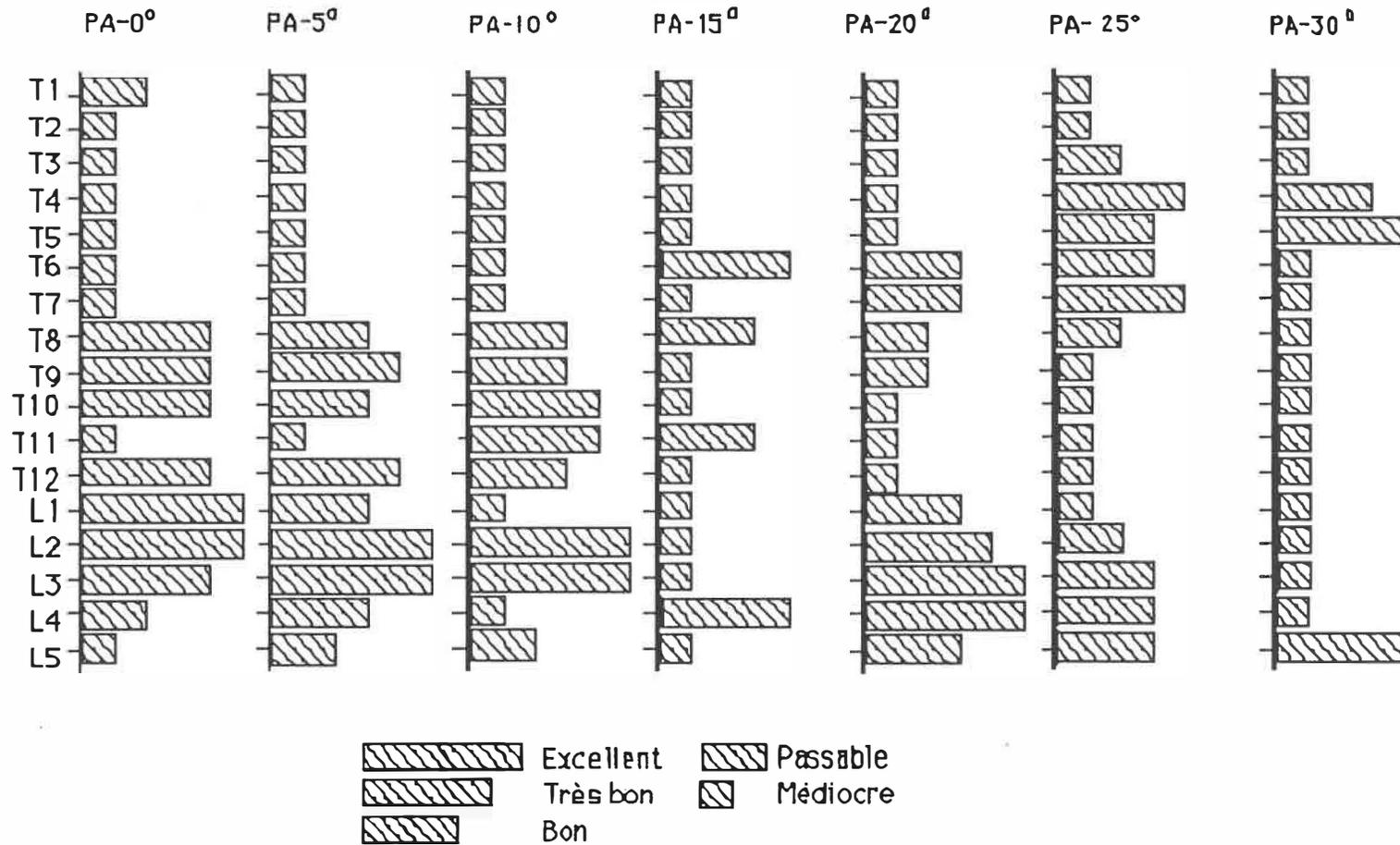


Figure C.5

# Visibilité des repères anatomiques vertébraux

Plateau vertébral inférieur

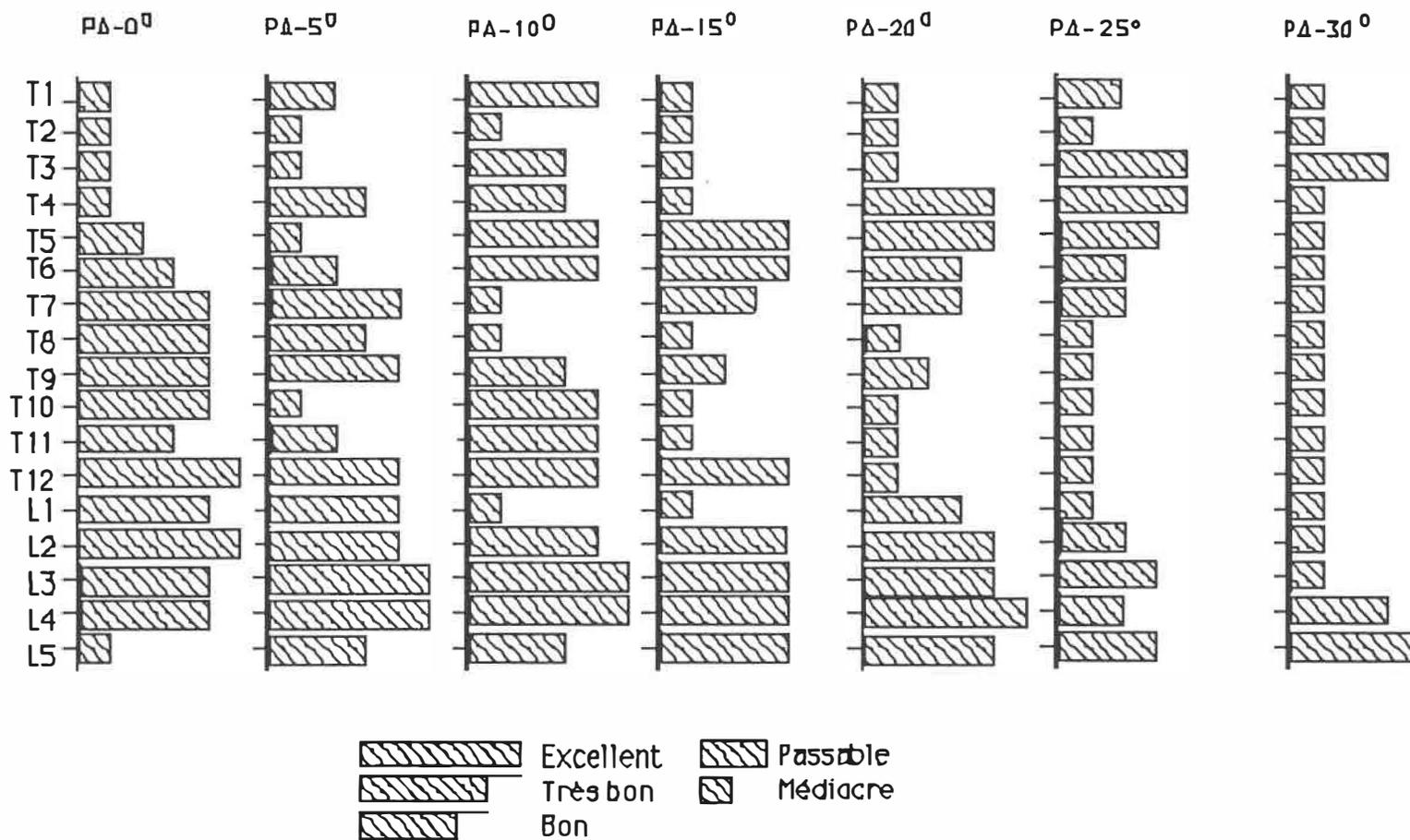


Figure C.6

# Visibilité des repères anatomiques vertébraux

Apophyse transverse gauche

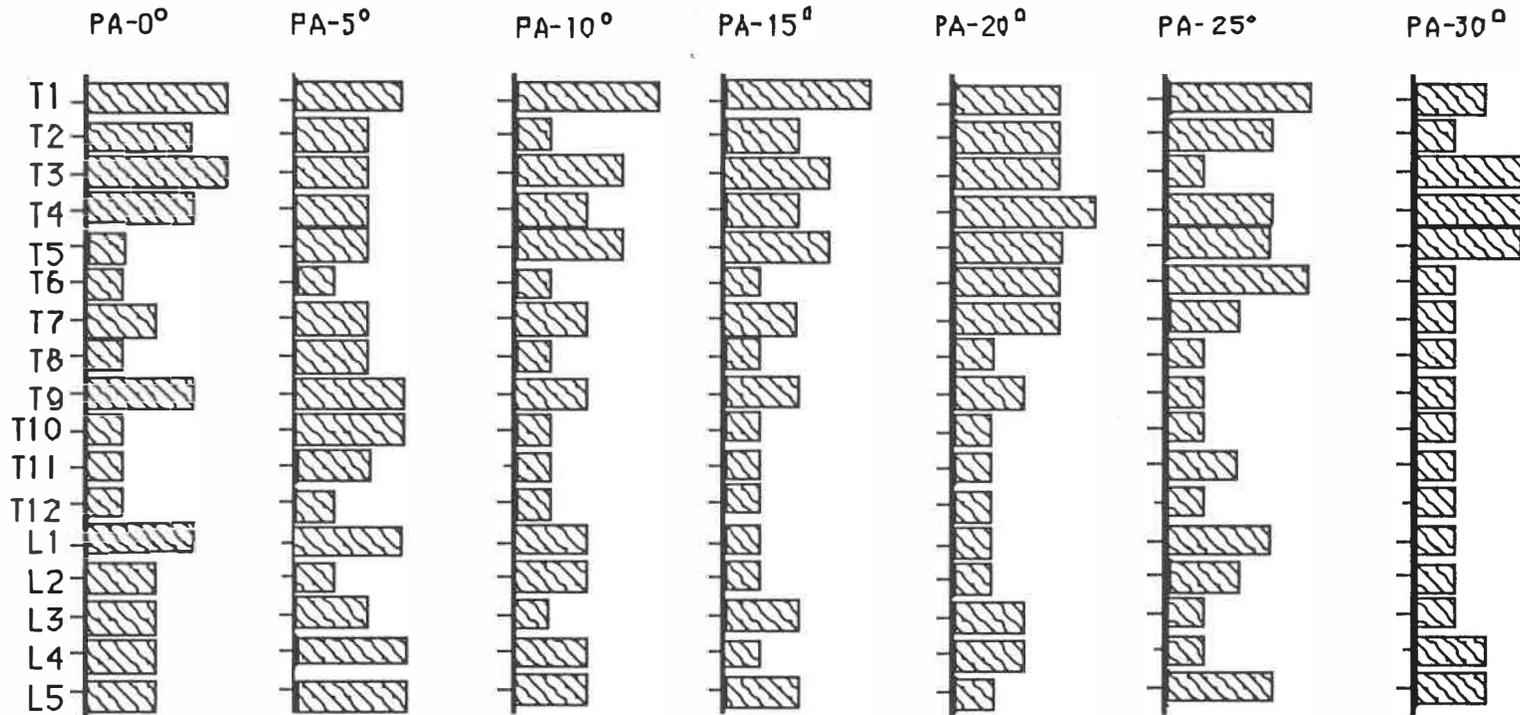


Figure C.7

# VISIBILITÉ des repères anatomiques vertébraux

## Apophyse transverse droite

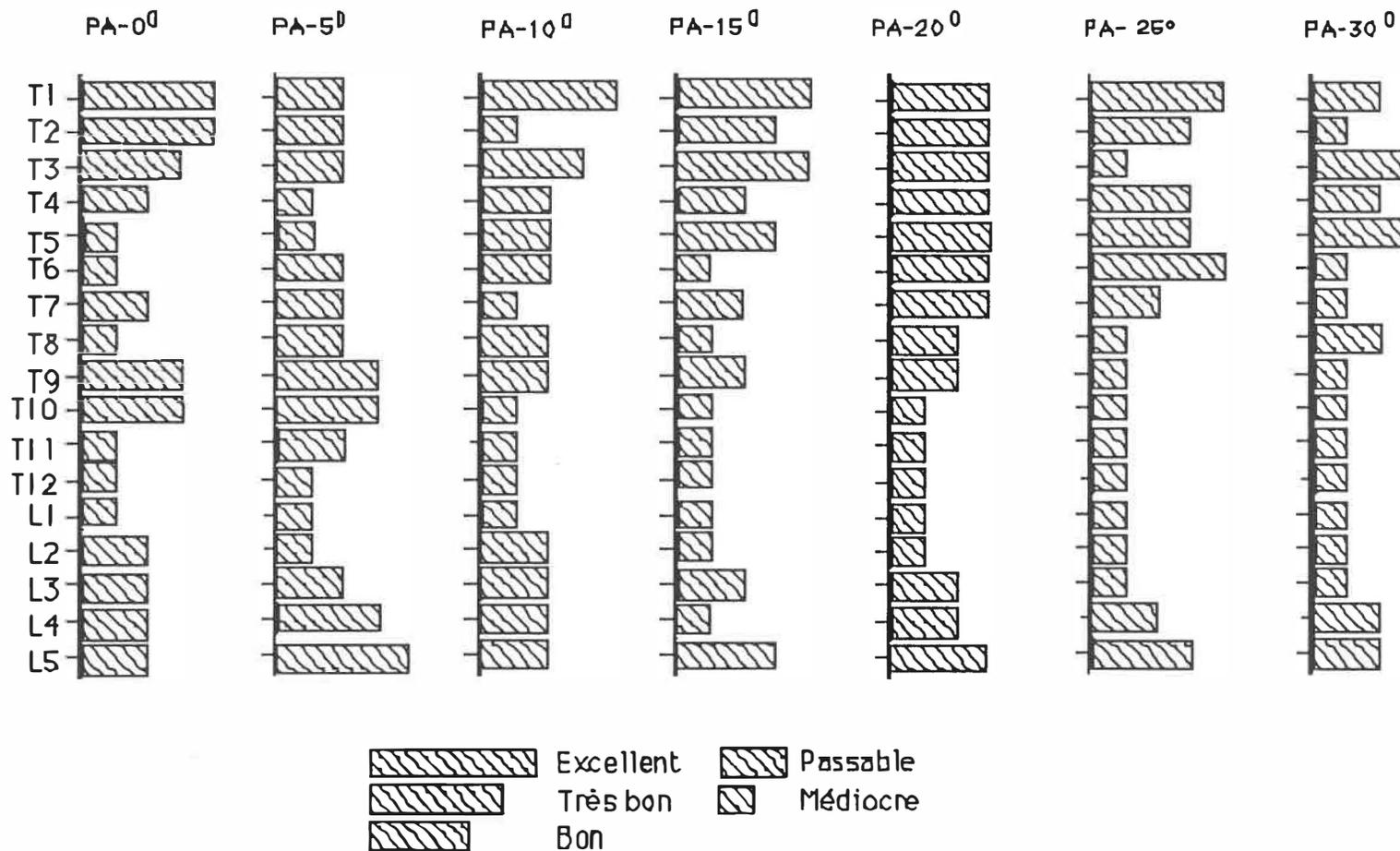


Figure C.8

### Visibilité des repères anatomiques vertébraux

#### Apophyse épineuse

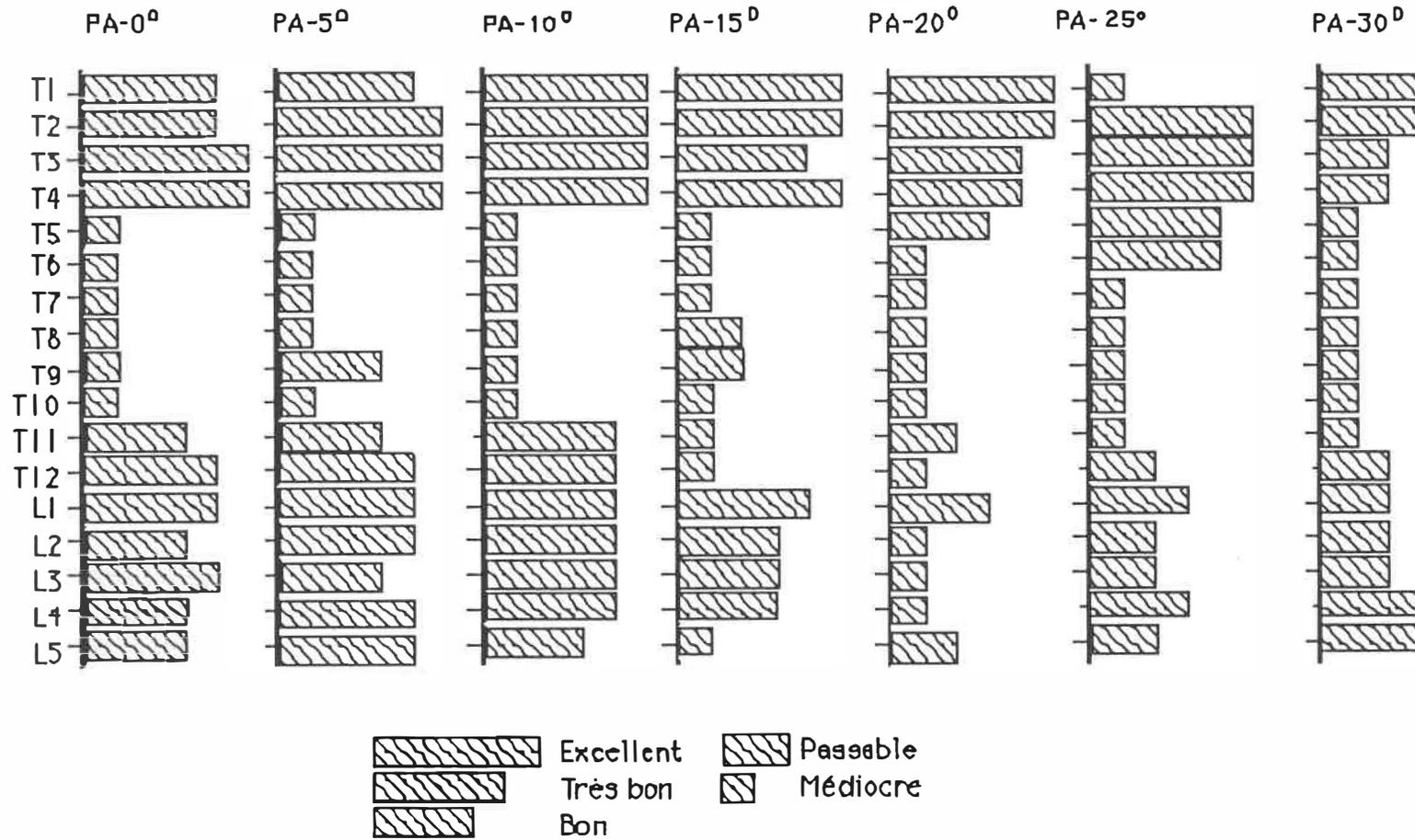


Figure C.9

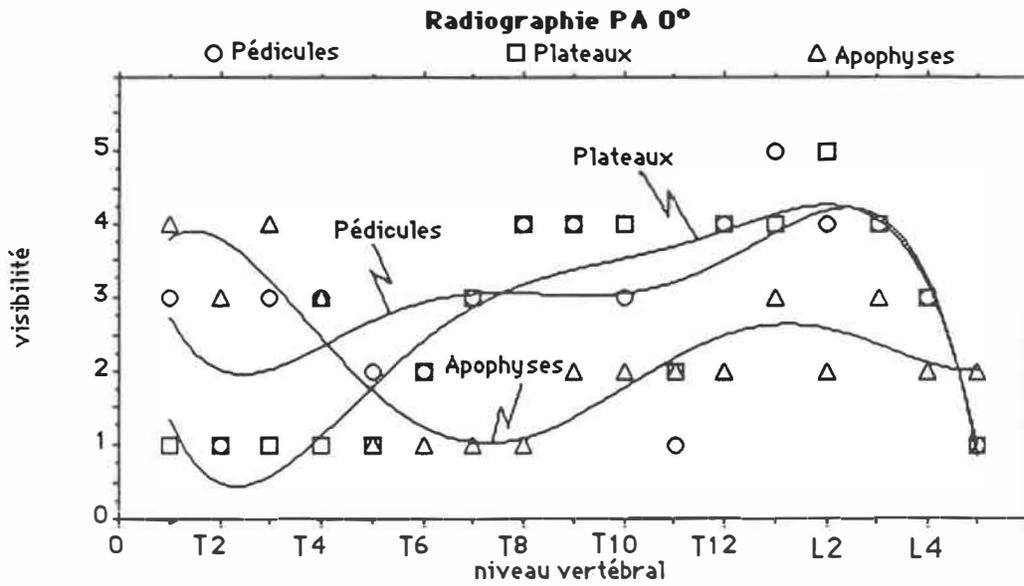


Figure C.10  
Visibilité moyenne des repères en fonction du niveau vertébral  
(radiographie PA 0° )

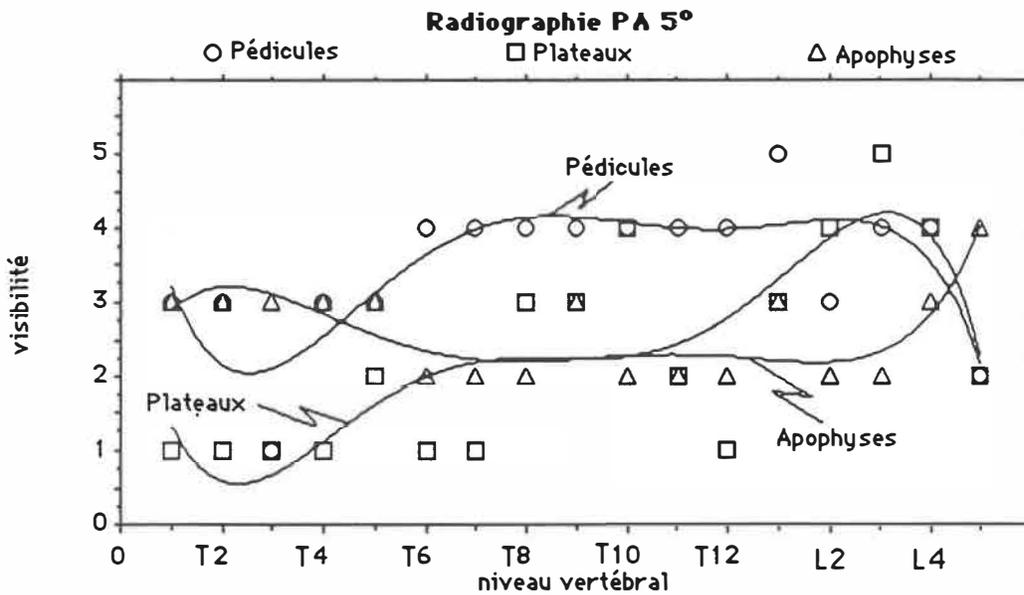


Figure C.11  
Visibilité moyenne des repères en fonction du niveau vertébral  
(radiographie PA 5° )

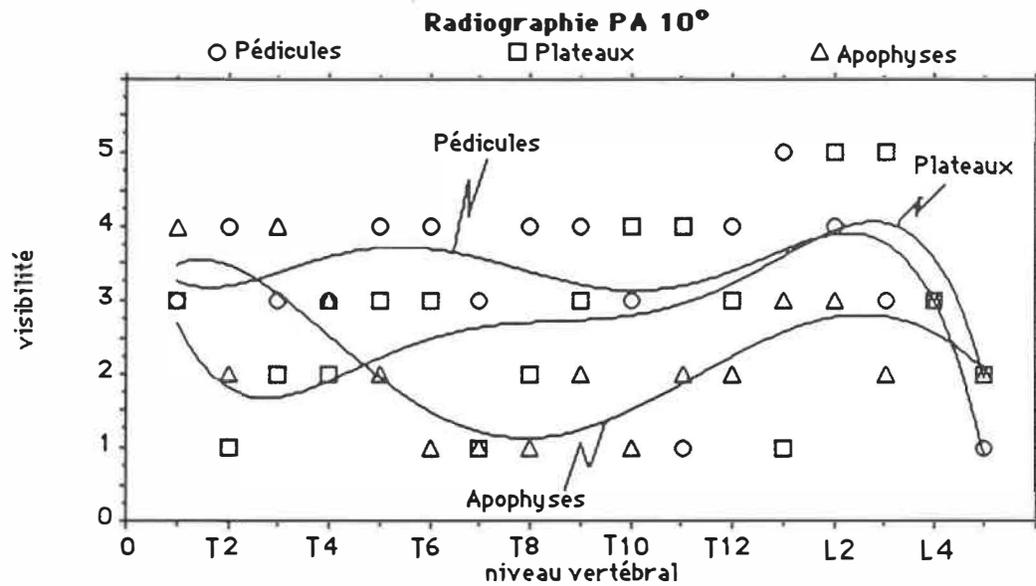


Figure C.12  
Visibilité moyenne des repères en fonction du niveau vertébral  
(radiographie PA 10° )

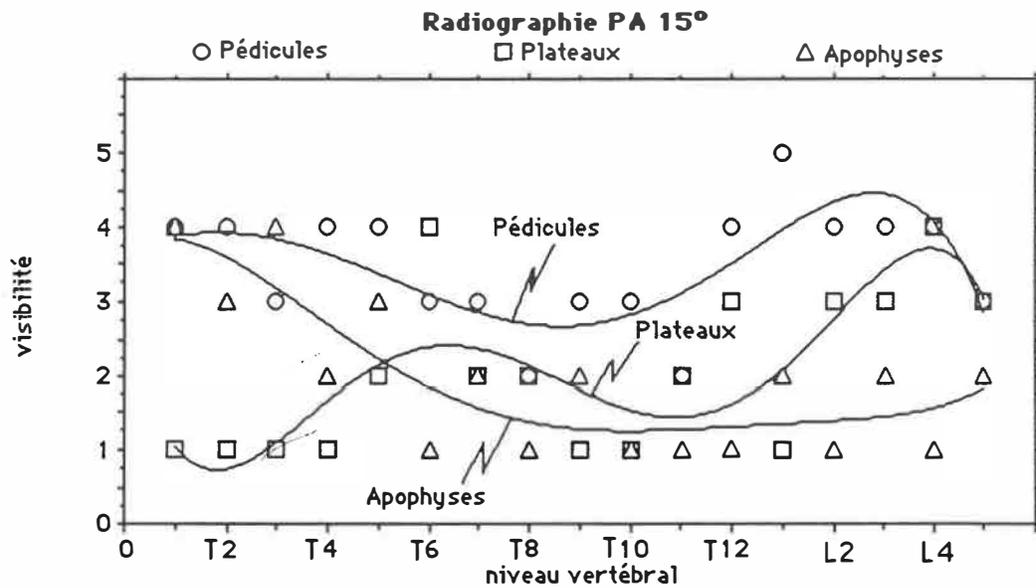


Figure C.13  
Visibilité moyenne des repères en fonction du niveau vertébral  
(radiographie PA 15° )

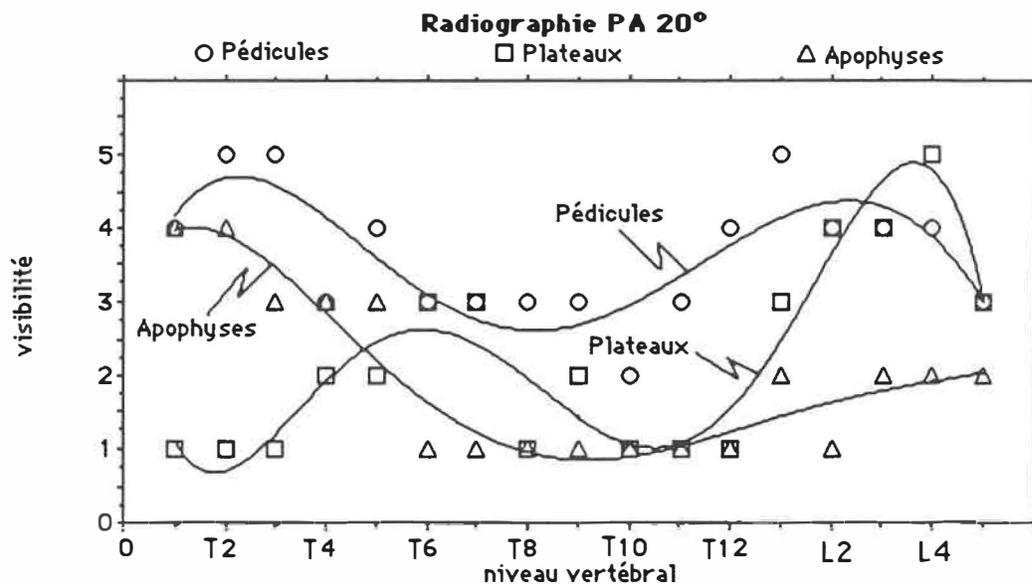


Figure C.14  
Visibilité moyenne des repères en fonction du niveau vertébral  
(radiographie PA 20° )

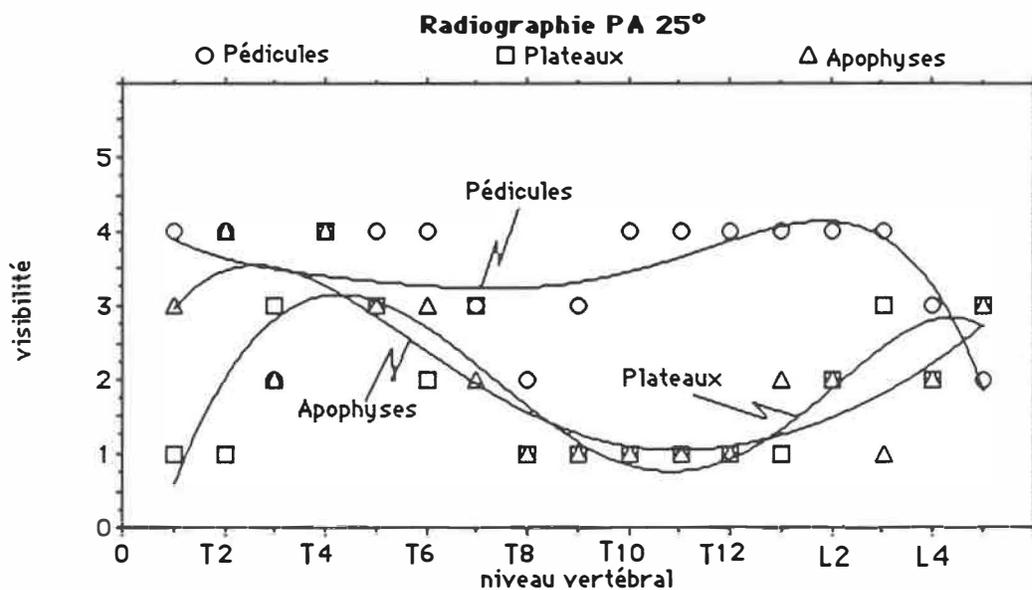


Figure C.15  
Visibilité moyenne des repères en fonction du niveau vertébral  
(radiographie PA 25° )

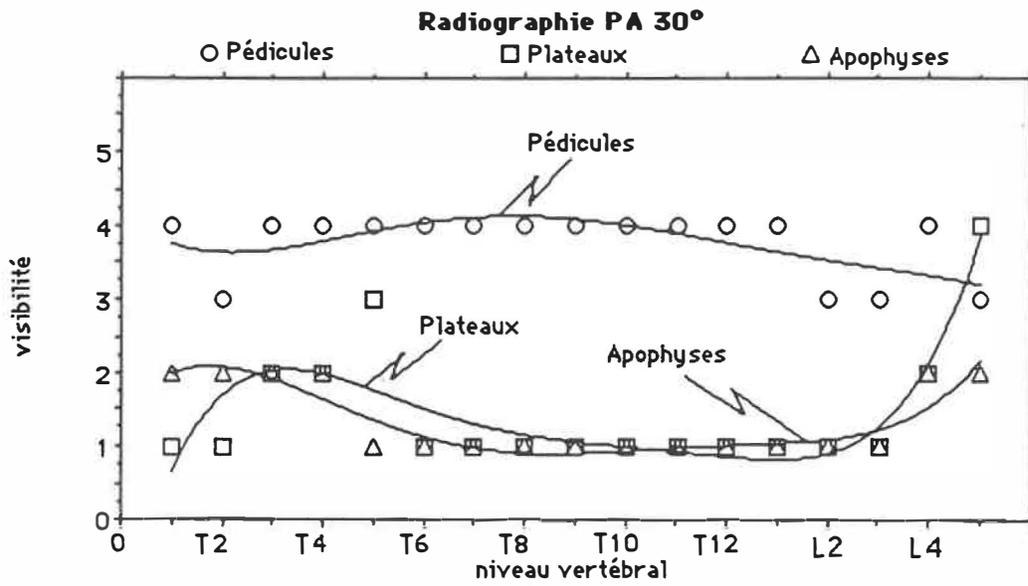


Figure C.16  
Visibilité moyenne des repères en fonction du niveau vertébral  
(radiographie PA 30° )

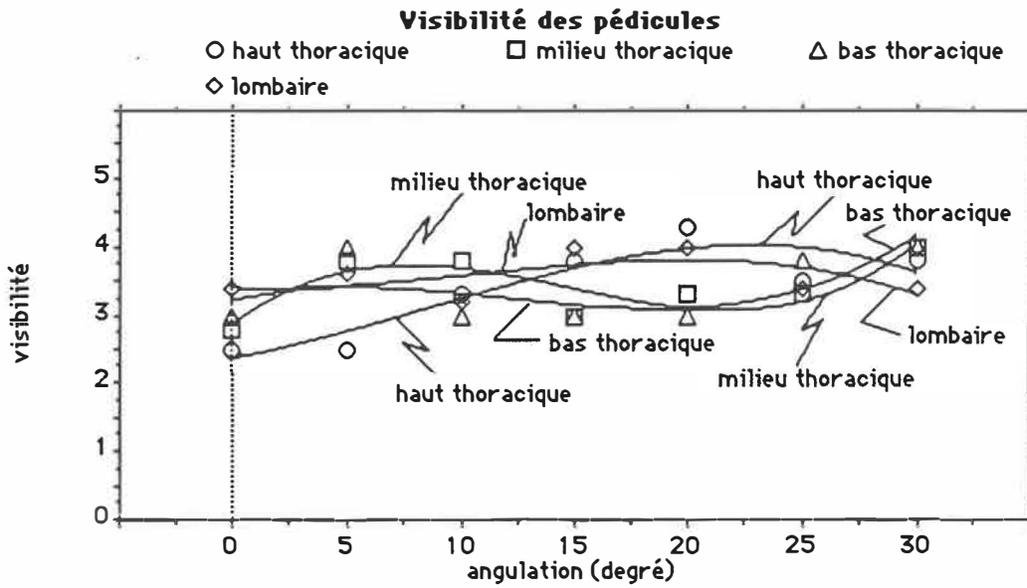


Figure C.17  
Visibilité moyenne des niveaux vertébraux en fonction de l'angulation du tube (pédicules)

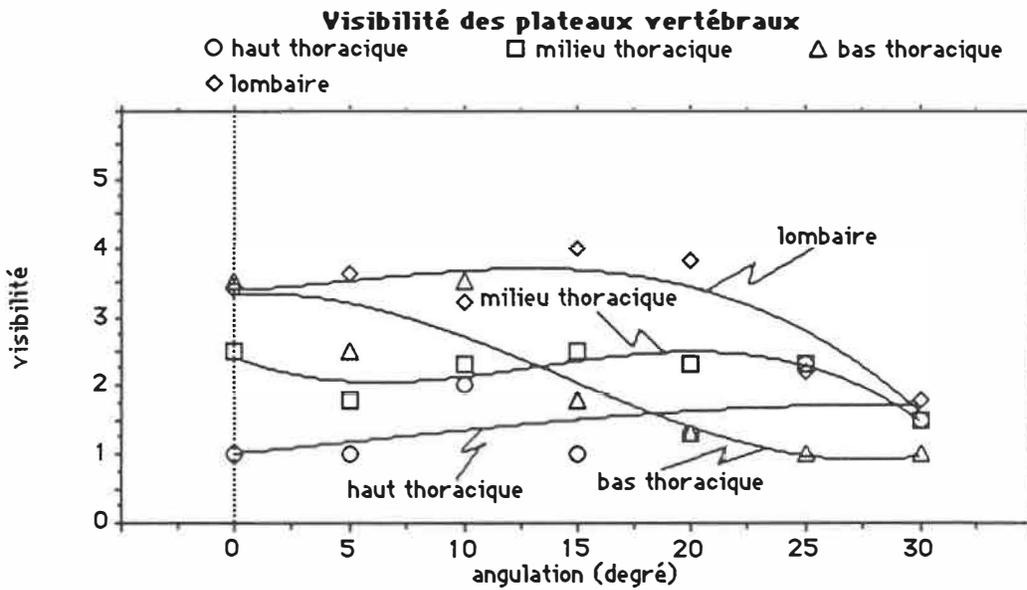


Figure C.18  
Visibilité moyenne des niveaux vertébraux en fonction de l'angulation du tube (plateaux)

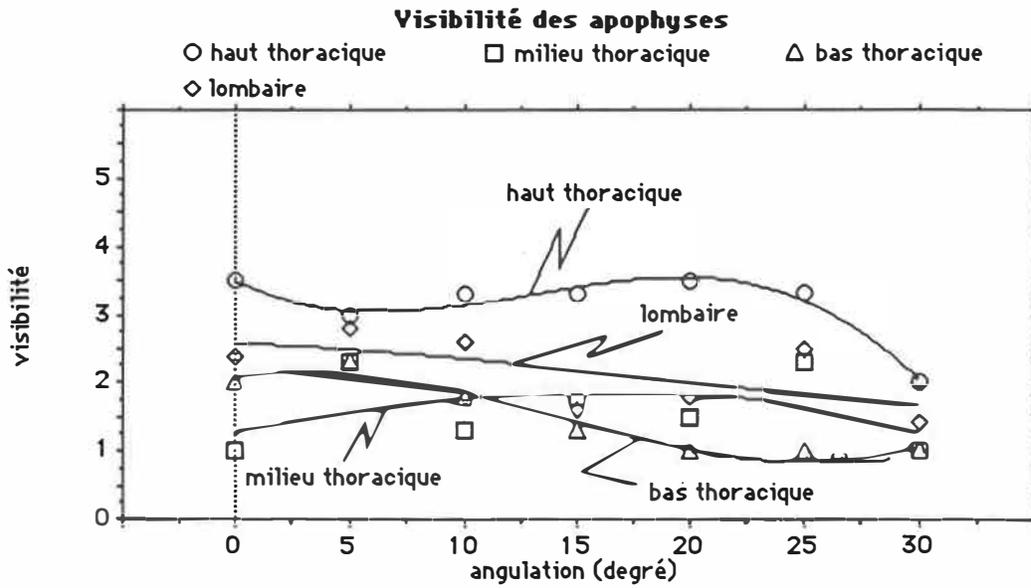


Figure C.19  
Visibilité moyenne des niveaux vertébraux en fonction de l'angulation du tube (apophyses)

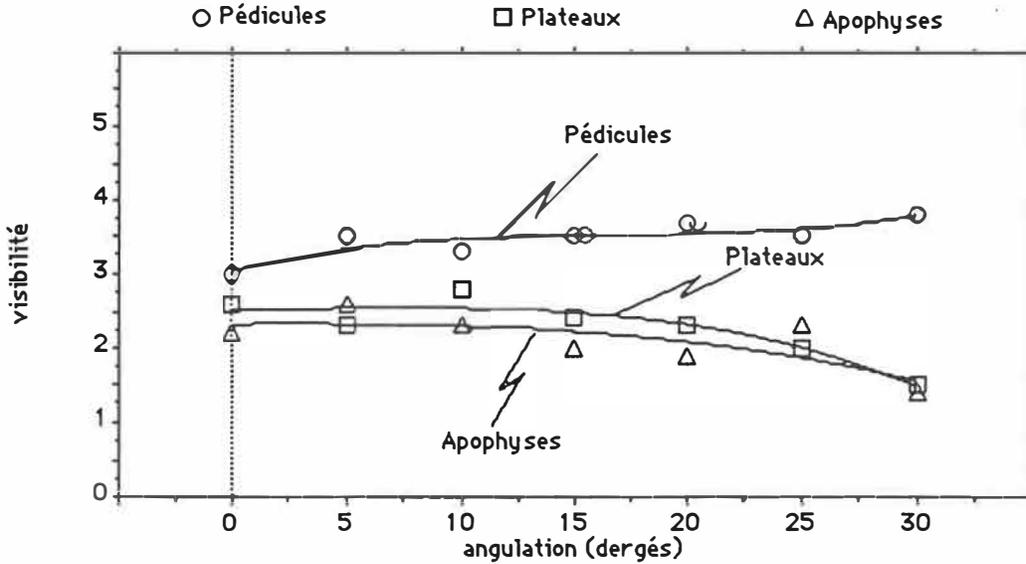


Figure C.20  
Visibilité moyenne des repères anatomiques vertébraux en fonction de l'angulation du tube

## ANNEXE D

### ANALYSE STATISTIQUE

Tous les tests statistiques furent effectués selon le critère de Student pour deux populations de variances inégales, dont la formulation est la suivante (Gilbert, 1978):

$$T = \frac{(X - Y) - (\mu_x - \mu_y)}{\sqrt{\frac{S_x^2}{n_x} + \frac{S_y^2}{n_y}}} \quad (D.1)$$

$$D = \frac{\left(\frac{S_x^2}{n_x} + \frac{S_y^2}{n_y}\right)^2}{\left(\frac{S_x^2}{n_x}\right)^2 \frac{1}{n_y + 1} + \left(\frac{S_y^2}{n_y}\right)^2 \frac{1}{n_x + 1}} - 2 \quad (D.2)$$

- avec **X** et **Y**: moyennes des échantillons x et y  
 $\mu_x$  et  $\mu_y$ : moyennes des populations X et Y  
 $S_x^2$  et  $S_y^2$ : variances des échantillons x et y  
 $S_x$  et  $S_y$ : écarts types des échantillons x et y  
 $n_x$  et  $n_y$ : tailles des échantillons x et y  
**T**: aire sous la courbe de Student  
**D**: nombre de degrés de liberté de la solution

Le test T de Student est utilisé pour étudier le comportement de deux populations X et Y, de moyennes et de variances inconnues,

au moyen de deux échantillons  $x$  et  $y$  dont on connaît les moyennes et les variances. Il est supposé que les échantillons sont représentatifs des populations. Le test  $T$  de Student s'utilise si:

- 1- les populations suivent une distribution normale;
- 2- la variance des populations est inconnue;
- 3- la taille des échantillons est inférieure ou égale à 30.

Les tests statistiques effectués au cours de cette étude ont pour but de vérifier s'il existe une différence significative entre les résultats de deux ou plusieurs essais. A titre d'exemple, le test numéro 1 est détaillé ci-après:

Il s'agissait de vérifier si l'utilisation de points de calibrage situés sur la plaque centrale de l'objet améliorerait de façon significative l'exactitude de la reconstruction. Ainsi, lors de l'essai 1, 12 points furent reconstruits sans utiliser de points de calibrage centraux. Lors de l'essai 7, les mêmes 12 points furent reconstruits mais en utilisant des points situés sur la plaque centrale de l'objet de calibrage, en plus des points de calibrage utilisés à l'essai 1. Les résultats représentent les erreurs sur les coordonnées reconstruites, c'est-à-dire les différences entre les coordonnées reconstruites et les coordonnées mesurées des points reconstruits. Ainsi, le problème peut se formuler de la façon suivante:

- les populations X et Y représentaient respectivement l'ensemble des erreurs sur les coordonnées des points pouvant être reconstruits à l'aide des configurations de calibrage utilisées lors des essais 1 et 7 ( $N = \infty$ );
- les échantillons x et y représentaient respectivement l'ensemble des erreurs sur les coordonnées des points reconstruits lors des essais 1 et 7 ( $n = 12$ ) et dont les moyennes et les écarts types étaient:

$$X = 1.9 \text{ mm} \quad S_x = 1.4 \text{ mm}$$

$$Y = 1.5 \text{ mm} \quad S_y = 1.0 \text{ mm}$$

- l'hypothèse à vérifier était qu'il n'y avait pas de différence entre les deux essais: en d'autres termes, que les moyennes des deux populations étaient égales ( $H_0: \mu_x - \mu_y = 0$ ).

En substituant ces valeurs dans les équations (D. 1) et (D.2), nous obtenions les valeurs suivantes:

$$T = 0.805 \quad \text{et} \quad D = 22$$

en choisissant un niveau de confiance de 95%, c'est-à-dire qu'il est supposé qu'il y a 95% des chances pour que les échantillons soient représentatifs des populations, la table de Student donna une lecture de 2.07 (Gilbert, 1978).

Ainsi, puisque  $T = 0.805 \leq 2.07$ , nous sommes donc à l'intérieur de la région d'acceptabilité du test. Nous pouvons ainsi conclure que l'utilisation de points de calibrage sur la plaque centrale de l'objet ne réduit pas de façon significative l'erreur sur les coordonnées reconstruites.

Il est à noter que, pour l'ensemble des essais effectués, l'allure de la distribution des erreurs n'est pas connue. La supposition d'une distribution normale n'est pas tout à fait exacte car la distribution des erreurs, sur les points reconstruits lors des différents essais, ne correspond pas tout à fait à une distribution normale, ni à une distribution de Fisher ou de  $\chi^2$ . Le test T de Student est quand même utilisé car il est universellement connu et accepté.

ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL



3 9334 00290821 6