



HAL
open science

Research of biomechanical factors in idiopathic scoliosis aggravation

Nicolas Champain

► **To cite this version:**

Nicolas Champain. Research of biomechanical factors in idiopathic scoliosis aggravation. Engineering Sciences [physics]. Arts et Métiers ParisTech, 2004. English. NNT: 2004ENAM0016. pastel-00001134

HAL Id: pastel-00001134

<https://pastel.hal.science/pastel-00001134>

Submitted on 16 May 2005

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

**Ecole Nationale Supérieure d'Arts et Métiers
Centre de Paris**

THÈSE

présentée pour obtenir le titre de

DOCTEUR

de

**L'ÉCOLE NATIONALE SUPÉRIEURE
D'ARTS ET MÉTIERS**

Spécialité : Biomécanique

par

Nicolas CHAMPAIN

**RECHERCHE DES FACTEURS BIOMECHANQUES
DANS L'AGGRAVATION DES SCOLIOSES IDIOPATHIQUES**

Soutenue le 29 juin 2004 devant le jury composé de

M.	F.X.	LEPOUTRE	Professeur, Université de Valenciennes	Président , Rapporteur
M.	N.	PASSUTI	Professeur, Hôpital St Jacques, Nantes	Rapporteur
Mme.	C.	MARTY	Docteur en Médecine, Hôpital Raymond Poincaré, Garches	Membre du jury
M.	F.	LAVASTE	Professeur, ENSAM, Paris	Membre du jury
Mme.	W.	SKALLI	Professeur, ENSAM, Paris	Directrice de Thèse
M.	J.	DUBOUSSET	Professeur des universités, Hôpital St Vincent de Paul, Paris	Invité
M.	Y.	COTREL	Docteur en Médecine, Fondation Cotrel, Institut de France, Paris	Invité

Résumé

La scoliose idiopathique est une pathologie d'origine multifactorielle entraînant une déformation tridimensionnelle de la colonne vertébrale. Elle apparaît dans la plupart des cas chez les préadolescents en cours de croissance. L'identification précoce des patients présentant un risque réel d'aggravation est nécessaire pour une prise en charge thérapeutique efficace. Cependant elle est difficile avec les moyens d'analyse actuels. L'objectif de cette thèse est de mettre en oeuvre des outils récemment développés en recherche (analyse de la posture et des mobilités, reconstruction géométrique 3D, modélisation en éléments finis) afin de quantifier leur pertinence pour l'évaluation du risque d'aggravation de ces scolioses. Dans le cadre d'une étude clinique prospective multicentrique, l'observation de 72 patients scoliotiques et leur comparaison à des populations de référence (normales, scolioses sévères) a permis une classification par similitude basée sur 6 paramètres descripteurs de la géométrie tridimensionnelle. Les analyses mécaniques complémentaires réalisées à l'aide d'un modèle en éléments finis ont permis, dans certains cas, d'objectiver un risque d'aggravation. Ces outils semblent susceptibles d'apporter aux cliniciens de nouveaux moyens d'identification des scolioses évolutives ce qui leur permet d'engager très précocement un traitement adapté à la situation biomécanique de chaque patient.

Mots-clés: Scoliose idiopathique - facteurs d'aggravation - biomécanique - stéréoradiographie - modèle en éléments finis

Abstract

Idiopathic scoliosis is a pathology of multifactorial origin who leads to three-dimensional deformation of the spine. In most cases, it occurs during the growth phase of the preadolescent. Early identification of the patients who present a real risk of aggravation is necessary in order to prescribe an efficient therapeutic program. The aim of this thesis is to implement recently developed research tools (analysis of posture and mobilities, 3D geometrical reconstruction, finite elements modelisation) in order to determine their relevance in the evaluation of the risk of aggravation for the idiopathic scoliosis. A prospective multicentric clinical study allowed the observation of 72 scoliosis patients and their comparison to reference populations (asymptomatic, severe scoliosis), which lead to a resemblance classification based on 6 given parameters, descriptors of three-dimensional geometry. Complementary mechanical analyses based on finite elements models permitted, for some cases, to objectively evaluate the risk of aggravation. These tools bring to the clinical doctor new means of identification of the evolutive scoliosis, which allow for an early treatment, appropriated to the biomechanical condition of each patient.

Keywords: Idiopathic scoliosis - aggravation factors - biomechanic - stereoradiography - finite elements model

Remerciements

Je tiens à remercier ici très sincèrement

Le docteur Yves COTREL et la FONDATION COTREL POUR LA RECHERCHE EN PATHOLOGIE RACHIDIENNE pour son soutien financier et scientifique durant ce projet.

Le Professeur Jean DUBOUSSET, monsieur René PERDRIOLLE et le Docteur Michel GUILLAUMAT pour leur soutien scientifique et leurs précieuses remarques concernant les aspects cliniques associés à notre problématique.

Les docteurs , I. COURTOIS, E. EBERMEYER, O. GILLE, C. MARTY, B. MOUILLESEAUX, L. MILADI, J. SALES DE GAUZY, P. VIOLAS, J.M. VITAL, R. ZELLER pour leur vision, leur participation et leur conseils avisés concernant les aspects cliniques de notre étude.

Le Professeur François LAVASTE, directeur du Laboratoire de Biomécanique de l'ENSAM Paris, pour m'avoir accueilli au sein de son équipe.

Le professeur Wafa SKALLI, pour avoir proposé et dirigé ce travail de recherche avec beaucoup de rigueur scientifique et de persévérance.

Toute l'équipe du laboratoire de biomécanique et notamment, Raphael DUMAS, Vincent POMERO, René SAINTONGE, Benjamin AUBERT, Ivan KOJADINOVIC et Yoann LAFON qui ont participé aux divers aspects de ce travail et sans qui le projet n'aurait pas pu aboutir.

Nora MULLER COMTE de la fondation COTREL pour son aide et ses conseils précieux tout au long de ce projet.

Enfin je remercie mon épouse, ma fille, mes parents et mes proches qui m'ont supporté pendant ces années de travail.

Table des matières

Table des figures	ix
Liste des tableaux	xi
INTRODUCTION GENERALE	1
Partie I Rappels d’anatomie et revue de la littérature	3
Chapitre 1 Rappels d’anatomie	5
1.1 Les repères anatomiques	7
1.1.1 Axes et plans de référence	7
1.1.2 Les repères SRS	7
1.2 Anatomie descriptive du rachis sain	9
1.2.1 Le rachis dans son ensemble	9
1.2.2 Les vertèbres	9
1.2.3 La cage thoracique	10
1.2.4 Le bassin	11
1.2.5 L’articulation intervertébrale	11
1.2.6 Les aspects musculaires	13
1.3 Le rachis scoliotique	14
1.3.1 Généralités	14
1.3.2 Les déformations globales	14
1.3.3 Les déformations locales	17
1.3.4 Les repères de référence de la déformation scoliotique	18
1.4 La scoliose et son traitement	18
1.4.1 Les traitements orthopédiques	18
1.4.2 Les traitements chirurgicaux	20
1.5 Conclusion sur cette partie:	20
Chapitre 2 Etude bibliographique	21
2.1 L’analyse clinique de la scoliose:	22

2.1.1	L'examen <i>clinique</i> du patient scoliotique	23
2.1.2	Les analyses radiologiques du patient scoliotique	27
2.2	L'analyse de la scoliose: les autres moyens d'observation	33
2.2.1	⇒ Les analyses morphologiques:	33
2.2.2	⇒ Les analyses de la marche:	34
2.2.3	⇒ Les analyses topologiques du dos:	34
2.2.4	⇒ Les analyses par Imagerie par Résonance Magnétique:	35
2.2.5	⇒ Les analyses de la posture et des mobilités:	36
2.2.6	⇒ Les analyses de posturologie:	37
2.2.7	⇒ Les analyses tridimensionnelles du rachis	37
2.2.8	⇒ Les analyses par modélisation mécanique:	41
2.3	L'analyse de l'évolutivité des scolioses idiopathiques	44
2.3.1	Les «idées fondamentales» de l'analyse de l'évolutivité des scolioses:	44
2.3.2	Les outils de l'analyse de l'évolutivité des scolioses : généralités	46
2.3.3	Les outils de l'analyse de l'évolutivité des scolioses : les méthodes graphiques	51
2.3.4	Les outils de l'analyse de l'évolutivité des scolioses : les méthodes numériques	56
2.3.5	Les outils de l'analyse de l'évolutivité des scolioses : Les méthodes basées sur la vue de dessus	59
	Conclusion sur la première partie	63
	Partie II Travail Personnel	65
	Chapitre 3 MATERIEL ET METHODE	67
3.1	Patients analysés	68
3.1.1	Critère d'inclusion :	68
3.1.2	Les différents sites cliniques:	68
3.1.3	Données globales sur les patients FASI:	69
3.2	Les différents examens réalisés	70
3.2.1	Collecte des informations issues de l'examen clinique:	70
3.2.2	Mesure de la géométrie 3D du patient : la stéréoradiographie	73
3.2.3	Analyse des appuis plantaires et de la ligne de gravité	76
3.2.4	Analyses de la posture et des mobilités	80
3.3	Les analyses de données réalisées	85
3.3.1	Populations de référence:	85
3.3.2	Analyses par simulation en éléments finis	86

3.3.3	Constitution d'une base de données:	88
3.3.4	Analyses statistiques descriptives	89
3.3.5	Analyses statistiques multifactorielles	89
Chapitre 4 RESULTATS ET DISCUSSION		93
4.1	Résultats des validations des différents systèmes de mesure	95
4.1.1	Validation du système de stéréoradiographie «Transportable» (ST):	95
4.1.2	Reproductibilité des paramètres issus des reconstructions 3D par stéréoradiographie:	95
4.1.3	Validation des mesures d'appuis plantaires:	97
4.1.4	Les mesures de posture et de mobilité	99
4.1.5	Conclusion sur la validation des outils de mesures	100
4.2	Résultats des analyses globales	101
4.2.1	Bilan des mesures effectuées	101
4.2.2	Paramètres globaux et ligne de gravité issus des reconstructions 3D .	102
4.2.3	Analyses de la posture et des mobilités	106
4.2.4	Conclusion sur ces analyses globales:	108
4.3	Résultats des analyses sur les paramètres spécifiques issus des reconstructions 3D	109
4.3.1	Rappel des paramètres retenus:	109
4.3.2	Analyse factorielle discriminante basée sur ces paramètres:	113
4.3.3	Discussion des résultats obtenus:	117
4.4	Apports des simulations en éléments finis	133
4.4.1	Résultats globaux:	133
4.4.2	Type I:	137
4.4.3	Type II:	138
4.4.4	Type III:	139
4.4.5	Conclusion	141
CONCLUSION GENERALE		143
Bibliographie		145

Table des figures

1.1	Les repères globaux	7
1.2	Repères selon la SRS	8
1.3	Posture rachidienne	9
1.4	Formes des vertèbres thoraciques et lombaires [Kamina 1997]	10
1.5	La cage thoracique [Rouviere & Delmas 1992]	10
1.6	Principe de vertèbre pelvienne [Dubousset 1994]	11
1.7	Le disque intervertébral	11
1.8	Les ligaments intervertébraux (d'après [Kamina 1997])	12
1.9	Les déviations rachidiennes et leur observation	15
1.10	Illustrations des déformations vertébrales locales (d'après [Rainaut 1994])	17
1.11	Repère régional de la déformation scoliothique [Stokes 1994]	18
1.12	Exemples de traitements orthopédiques (TO)	19
1.13	Chirurgie de type « Cotrel-Dubousset »	20
2.1	Examen du dos du patient en position debout	24
2.2	Observation et mesures des gibbosités du patient scoliothique	25
2.3	Mesure de la taille du patient en décubitus	26
2.4	Méthodes de mesure de l'inflexion scoliothique	29
2.5	Mesures de la rotation axiale sur la radiographie frontale	30
2.6	Analyses radiologiques complémentaires : évaluation de la maturité osseuse	32
2.7	Protocole de mesure de la posture et des mobilités d'un patient scoliothique	37
2.8	Les différents systèmes de stéréoradiographie en France	40
2.9	Modélisation sous ANSYS [®] d'un groupe fonctionnel (d'après [Lafage 2002])	42
2.10	Modélisation du rachis et du bassin sous ANSYS [®] (d'après [Lafage 2002])	43
2.11	Diagramme des lois d'évolution des scoliothoses selon Mme Duval-beaupère	52
2.12	Variabilité de l'apparition du point P	53
2.13	Graphe de Lonstein (d'après [Lonstein & Carlson 1984])	55
2.14	représentation de la vue de dessus	60
3.1	Première page de la « Fiche patient » FASI	71
3.2	Deuxième page de la « Fiche patient » FASI	72
3.3	Nouveau système de stéréoradiographie	73
3.4	Montage lors de la validation de ce système	74
3.5	Utilisation d'une mesure des appuis plantaires par rapport à la reconstruction 3D	76
3.6	Validation en précision	77
3.7	Position des marqueurs réfléchissant pour la validation de la remise en position	78
3.8	Estimation du recalage 3D et des incertitudes associées	79
3.9	Chaîne de mesure ZEBRIS [®]	80
3.10	Protocole de mesure à l'aide du système ZEBRIS [®]	81
3.11	Mise en place du marqueur pour le test d'orientation	83
3.12	Environnement pour la validation du système ZEBRIS [®]	84

4.1	Estimation des incertitudes sur les composantes de la chaîne de côtes pour le recalage de la ligne de gravité dans le repère de la cabine de stéréoradiographie. . .	98
4.2	Influence de l'angle entre l'émetteur et le récepteur ZEBRIS®	99
4.3	Valeurs des 6 paramètres principaux issus des reconstructions 3D	111
4.4	Valeurs des 6 paramètres principaux issus des reconstructions 3D pour les patients FASI111	
4.5	Patient présentant une rotation axiale apicale visible avec un indice de torsion faible. FASL15: RVA = 7°, Torsion = 3°	112
4.6	Graphes de répartition des populations	114
4.7	Différentes données concernant le patient FASL49	116
4.8	fiche_patient : FASL11	118
4.9	fiche_patient : FASL20	119
4.10	fiche_patient : FASL23	120
4.11	fiche_patient : FASL18	122
4.12	fiche_patient : FASL34	123
4.13	fiche_patient : FASL41	124
4.14	fiche_patient : FASL24	125
4.15	fiche_patient : FASL14	127
4.16	fiche_patient : FASL17	128
4.17	fiche_patient : FASL31	129
4.18	fiche_patient : FASL32	130
4.19	fiche_patient : FASL58	131
4.20	Représentation des résultats des simulations en éléments finis pour chaque type	134
4.21	Valeurs des paramètres 3D pour les patients de Type III alors que leur classifications clinique et statistique sont respectivement C0 ou C1 et N.	140

Liste des tableaux

2.1	Synthèse bibliographique : les outils de prédiction de la scoliose	49
2.2	Interprétation binaire des paramètres mesurés d'après [Peterson & Nachemson 1995]	57
3.1	Les différents types associés aux résultats des simulations en éléments finis. . . .	87
4.1	Résultats des défauts de forme des vertèbres reconstruites avec le système ST . .	95
4.2	Intervalle de confiance à 95% pour les paramètres mesurés en posture	100
4.3	Intervalle de confiance à 95% des paramètres mesurés en inflexions latérales . .	100
4.4	Bilan des examens réalisés pour les scolioses modérées.	101
4.5	Comparaison des paramètres pelviens pour les différentes populations	102
4.6	Comparaison des paramètres rachidiens globaux pour les différentes populations	103
4.7	Résultats des valeurs de position de la ligne de gravité par rapport aux reconstructions 3D.	105
4.8	Résultats des mesures de posture à l'aide du système ZEBRIS®.	106
4.9	Résultats des mesures des mouvements d'inclinaison à l'aide du système ZEBRIS®. .	107
4.10	Classification des patients FASI par les cliniciens au dernier examen	110
4.11	Tableau des concordances	114
4.12	Différentes classifications automatiques suivant les examens cliniques	115
4.13	Tableau des résultats globaux au premier examen.	133
4.14	Résultats des simulations en éléments finis sur 60 patients FASI aux différents examens.	135
4.15	Comptabilisation des différentes configurations rencontrées.	137

INTRODUCTION GENERALE

Ce travail doit tout d'abord être situé dans son contexte global. Il s'agit d'un projet de recherche fondamentale soutenu par la « Fondation Yves Cotrel pour la recherche en pathologie rachidienne », dans le cadre d'un projet international de recherche sur l'étiologie de la scoliose idiopathique. Le *Laboratoire de Biomécanique (CNRS - ENSAM Paris)* a proposé d'utiliser les outils développés ces dernières années, en collaboration avec de nombreux cliniciens et ingénieurs, pour l'analyse de la scoliose dans le cadre de cette recherche.

La scoliose idiopathique est une déformation tridimensionnelle de la colonne vertébrale dont l'origine est encore aujourd'hui mal connue. Compte tenu de son aspect multifactoriel, la surveillance d'une telle pathologie est indispensable afin d'identifier toute aggravation sérieuse spontanée pouvant conduire à des troubles importants au niveau des systèmes vitaux du patient. Lorsque l'évolutivité d'une scoliose est avérée, les moyens de correction sont des traitements orthopédiques contraignants (plâtres, corsets) et si cela ne suffit pas à contenir l'aggravation, des traitements chirurgicaux s'imposent.

Il est donc essentiel pour les cliniciens de disposer de techniques et de moyens de surveillance efficaces permettant d'identifier le risque d'aggravation de la scoliose idiopathique. Pour compléter les moyens conventionnels d'observation de la scoliose, le *Laboratoire de Biomécanique* de l'ENSAM, en collaboration avec l'hôpital Saint Vincent de Paul à Paris et le *Laboratoire d'Imagerie et d'Orthopédie* à Montréal, a développé des systèmes et des protocoles d'analyse de reconstruction tridimensionnelle de la colonne et du bassin des patients scoliotiques et des modèles géométriques et mécaniques personnalisés.

L'objectif, dans le cadre de cette thèse, est de mettre en oeuvre ces outils d'analyse au cours d'une étude clinique prospective multicentrique, afin de rechercher s'il existe un tableau clinique

et biomécanique permettant de prévoir, de manière précoce, l'évolution de la scoliose chez certains patients.

Pour atteindre cet objectif, le travail s'est décomposé en plusieurs étapes :

- tout d'abord, une période d'immersion clinique sous forme de participation aux consultations et d'une revue de la littérature concernant la scoliose idiopathique a permis de mieux comprendre cette pathologie et les défis qu'elle pose aux cliniciens. Les deux premiers chapitres synthétisent cette étape.
- Ensuite, nous avons adapté et finalisé certains outils d'analyse biomécanique adaptés à la scoliose idiopathique et nous avons défini les sites cliniques partenaires. Nous avons alors mis en oeuvre ces outils au sein de ces différentes équipes cliniques afin de collecter des données prospectives concernant de jeunes adolescents atteints par la scoliose idiopathique. Le troisième chapitre présente cette étape.
- Enfin nous avons utilisé les données collectées sur 72 patients durant la période de cette recherche, d'une part, pour créer une base de données complète sur ces patients et d'autre part pour les analyser, en comparaison à des données de référence disponibles au *Laboratoire de Biomécanique*, notamment en ce qui concerne les aspects géométriques et mécaniques. Le quatrième chapitre présente les résultats associés à ces analyses.

Première partie

**RAPPELS D'ANATOMIE
ET
REVUE DE LA LITTÉRATURE**

1

Rappels d'anatomie

Sommaire

1.1	Les repères anatomiques	7
1.1.1	Axes et plans de référence	7
1.1.2	Les repères SRS	7
1.2	Anatomie descriptive du rachis sain	9
1.2.1	Le rachis dans son ensemble	9
1.2.2	Les vertèbres	9
1.2.3	La cage thoracique	10
1.2.4	Le bassin	11
1.2.5	L'articulation intervertébrale	11
1.2.6	Les aspects musculaires	13
1.3	Le rachis scoliotique	14
1.3.1	Généralités	14
1.3.2	Les déformations globales	14
1.3.3	Les déformations locales	17
1.3.4	Les repères de référence de la déformation scoliotique	18
1.4	La scoliose et son traitement	18
1.4.1	Les traitements orthopédiques	18
1.4.2	Les traitements chirurgicaux	20
1.5	Conclusion sur cette partie :	20

Cette partie a pour objectif de rappeler aux lecteurs non cliniciens les notions essentielles pour la compréhension de ce projet de recherche. Nous présenterons tout d'abord les repères anatomiques de référence. Puis nous verrons une synthèse d' anatomie descriptive de la colonne vertébrale normale. Dans un troisième paragraphe, nous parlerons des éléments caractéristiques du rachis scoliotique. Enfin, nous présenterons les traitements associés à cette pathologie et nous conclurons sur cette première partie.

1.1 Les repères anatomiques

Pour caractériser les différentes parties du corps humain dans l'espace, nous utiliserons les notions suivantes : (voir figure 1.1)

1.1.1 Axes et plans de référence

- **les plans sagittaux** : ce sont les plans verticaux orientés dans le plan antéro-postérieur.

Le plan sagittal médian passe par l'axe du corps et le divise en deux côtés : droit et gauche. Ce plan contient les vecteurs \vec{X} et \vec{Z} .

- **les plans frontaux** : ce sont les plans verticaux perpendiculaires aux précédents.

Le plan coronal est le plan frontal passant par l'axe du corps, il définit les faces du corps : face ventrale et face dorsale. Ce plan contient les vecteurs \vec{Y} et \vec{Z} .

- **les plans horizontaux** : ce sont les plans perpendiculaires aux deux précédents et ils coupent le corps transversalement. Ces plans contiennent les vecteurs \vec{X} et \vec{Y} .

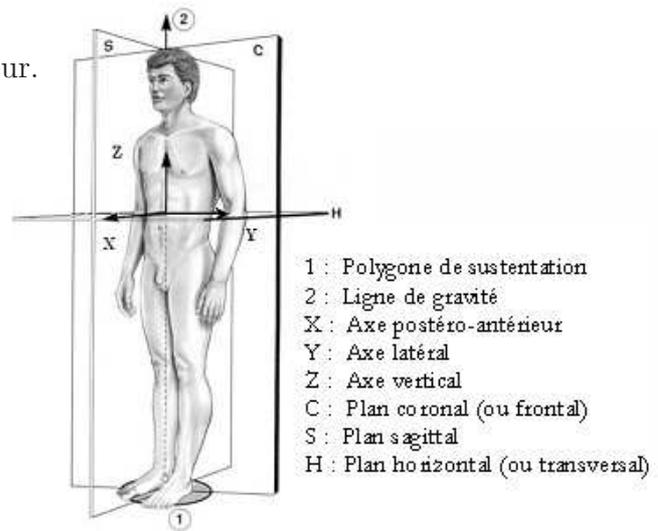


FIG. 1.1 – Les repères globaux

(d'après [Dubousset 1994])

1.1.2 Les repères SRS

Concernant la scoliose et la reconnaissance du phénomène tridimensionnel que représente cette pathologie, un rapport présenté à la SCOLIOSIS RESEARCH SOCIETY propose une terminologie complète associée à la colonne vertébrale avec, en particulier, la définition de repères fondamentaux pour l'étude de la déformation scoliotique [Stokes 1994]. Ces définitions nous serviront tout au long de ce travail de recherche.

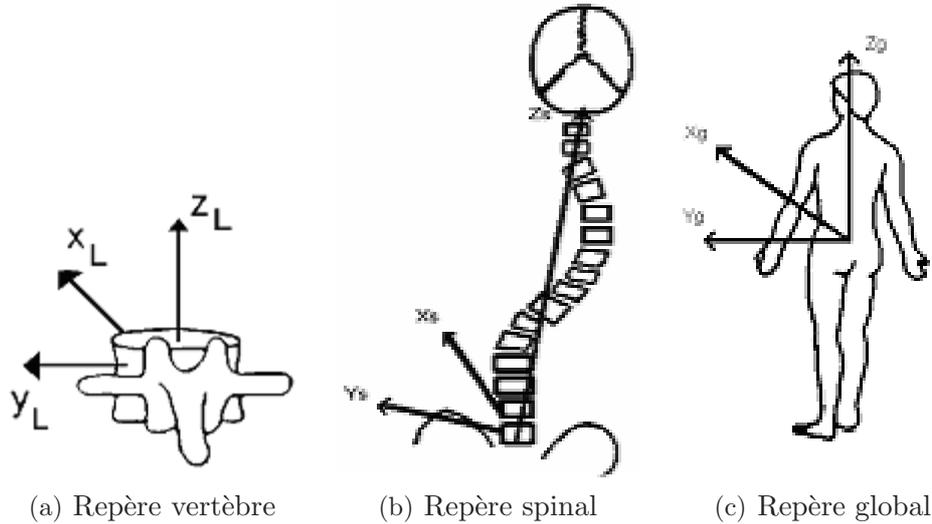


FIG. 1.2 – Repères selon la SRS

▷ **Repère local vertébral** *figure 1.2(a)* :

- **l'origine** de ce repère est le milieu des centres des plateaux supérieurs et inférieurs de la vertèbre.
- **l'axe \vec{Z}_L** passe par les centres des plateaux vertébraux et est dirigé vers le haut.
- **l'axe \vec{X}_L** est la perpendiculaire commune à l'axe \vec{Z}_L et à la ligne passant par la base des pédicules. Il est dirigé vers l'avant.
- **l'axe \vec{Y}_L** complète le repère pour qu'il soit orthonormé direct.

▷ **Repère spinal** *figure 1.2(b)* :

- **l'origine** de ce repère est le centre du plateau supérieur de S1.
- **l'axe \vec{Z}_S** joint l'origine au centre du corps vertébral de C7 ou de T1. Il est dirigé vers le haut.
- **l'axe \vec{X}_S** est définie à partir de la perpendiculaire commune à la ligne des épines iliaques antéro-supérieures et à l'axe \vec{Z}_S orienté de l'arrière vers l'avant.
- **l'axe \vec{Y}_S** complète le repère pour qu'il soit orthonormé direct.

▷ **Repère global** *figure 1.2(c)* :

- **l'origine** de ce repère est le centre du plateau supérieur de S1.
- **l'axe \vec{Z}_g** est vertical (parallèle à la ligne de gravité) et orienté vers le haut.
- **l'axe \vec{Y}_g** est parallèle à la ligne des épines iliaques antéro-supérieures et orienté de la droite vers la gauche.
- **l'axe \vec{X}_g** complète le repère pour qu'il soit orthonormé direct.

1.2 Anatomie descriptive du rachis sain

1.2.1 Le rachis dans son ensemble

La colonne vertébrale ou rachis (figure 1.3) est une chaîne osseuse articulée, résistante, d'une grande flexibilité. Elle est formée d'une colonne mobile de vingt-quatre vertèbres libres (7 cervicales, 12 thoraciques et 5 lombaires en moyenne) et d'une colonne fixe constituée de vertèbres soudées (le sacrum et le coccyx). Elle est le mât de fixation de nombreux muscles indispensables à la posture verticale et à la locomotion.

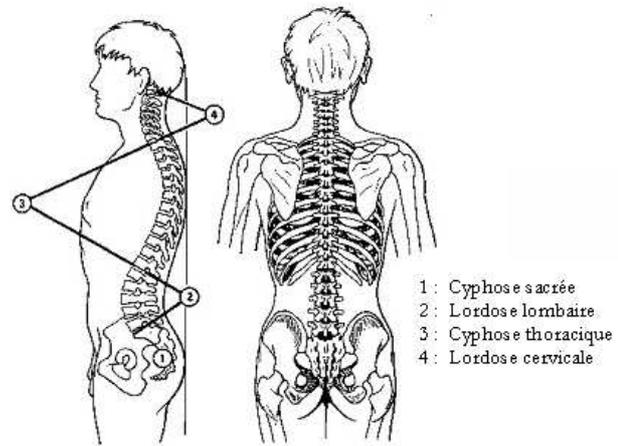


FIG. 1.3 – *Posture rachidienne*

(d'après [Kapandji 1986])

Dans un plan frontal, cette colonne est médiane et verticale. Dans un plan sagittal, elle décrit successivement, de haut en bas, une lordose cervicale (concavité dorsale), une cyphose thoracique (convexité dorsale), une lordose lombaire (concavité dorsale) et une concavité ventrale au niveau du sacrum.

1.2.2 Les vertèbres

A l'exception de l'atlas et de l'axis, toutes les vertèbres sont constituées d'un **corps vertébral** et de l'**arc neural**.

- Le **corps vertébral** (repère 11 sur la figure 1.4(a) et 1 sur la figure 1.4(b)) est rempli d'os spongieux et limité par de l'os cortical plus solide. Il constitue la partie la plus massive de la vertèbre.
- L'**arc postérieur**, comprend **deux pédicules** (repère 8 sur la figure 1.4(a) et 2 sur la figure 1.4(b)), **deux lames verticales** qui prolongent les pédicules et forment le foramen vertébral (repère 3 sur la figure 1.4(a) et 5 sur la figure 1.4(b)), **un processus épineux** (repère 4 sur la figure 1.4(a) et 6 sur la figure 1.4(b)), **deux processus transverses** (repère 6 sur la figure 1.4(a) et 8 sur la figure 1.4(b)) ainsi que **quatre processus articulaires** (deux supérieurs et

deux inférieurs) s'articulant avec leurs homologues adjacents et situés à la jonction des pédicules et des lames.

Deux vertèbres types, une vertèbre thoracique et une vertèbre lombaire, sont représentées sur les figures 1.4(a) et 1.4(b) :

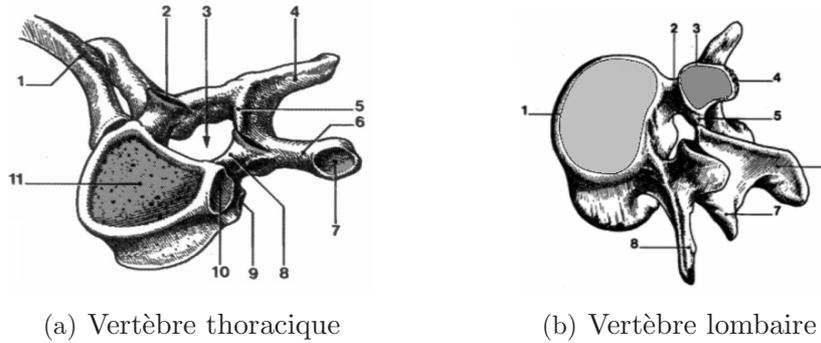


FIG. 1.4 – *Formes des vertèbres thoraciques et lombaires [Kamina 1997]*

Les vertèbres thoraciques comportent des facettes articulaires costo-vertébrales. (repères 7 et 10 sur la figure 1.4(a)).

1.2.3 La cage thoracique

La cage thoracique (figure 1.5) a la forme d'un tronc de cône placé entre le rachis cervical et le rachis lombaire. Constituée du rachis thoracique, des côtes, des cartilages costaux et du sternum, elle joue un rôle essentiel non seulement dans la protection des viscères telles que le cœur et les poumons mais aussi dans la ventilation.

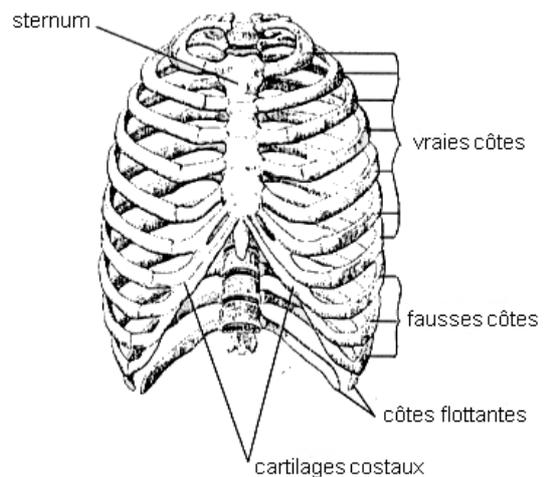


FIG. 1.5 – *La cage thoracique [Rowviere & Delmas 1992]*

1.2.4 Le bassin

Le bassin (figure 1.6), ou vertèbre pelvienne, est un os intermédiaire entre le tronc et les membres inférieurs. Il participe de façon très importante à l'équilibre postural dans les différents plans de l'espace. Le bassin est un anneau fermé, il se décompose en quatre pièces osseuses : le sacrum, l'os iliaque droit, l'os iliaque gauche et le coccyx reliés par des cartilages.

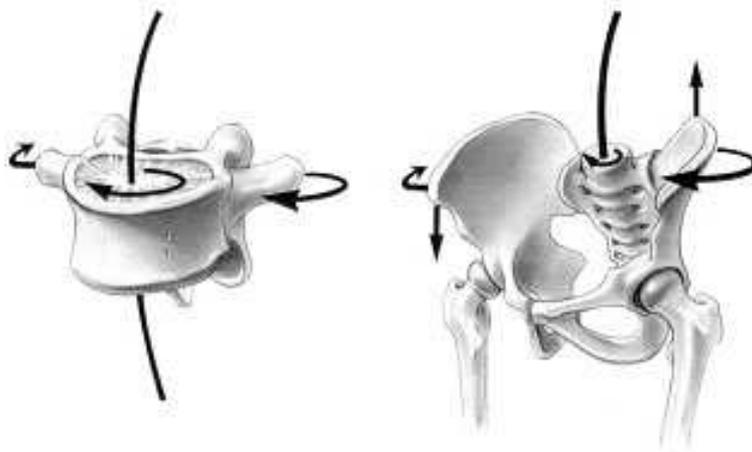


FIG. 1.6 – Principe de vertèbre pelvienne [Dubousset 1994]

1.2.5 L'articulation intervertébrale

L'articulation entre deux vertèbres adjacentes se compose de différentes liaisons :

⇒ le disque intervertébral

Il représente 25% de la hauteur totale du rachis mobile. Son épaisseur diminue légèrement de la colonne cervicale jusqu'à la cinquième ou sixième vertèbre thoracique, puis augmente graduellement pour atteindre son maximum dans la région lombaire [Kapandji 1986]. Chaque disque est un fibrocartilage, il a la forme d'une lentille biconvexe avec une partie périphérique appelée **anneau fibreux** (*annulus fibrosus*) et une partie centrale appelé **noyaux pulpeux** (*nucleus pulposus*).

⇒ les articulations zygapophysiales

Les articulations des processus articulaires sont planes au niveau cervical et thoracique, et en

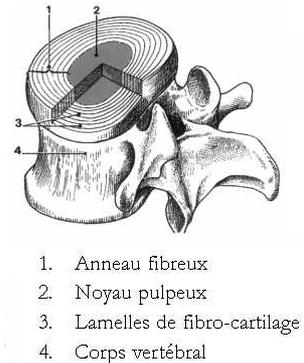


FIG. 1.7 – Le disque intervertébral

(d'après [Kamina 1997])

forme de gouttière verticale au niveau lombaire. La capsule articulaire est formée d'une membrane fibreuse, fixée sur les pourtours articulaires, qui est plus résistante dans la région lombaire, et d'une membrane synoviale.

Ces liaisons sont maintenues par des aubans ligamentaires de plusieurs types :

⇒ les ligaments périphériques :

▷ Le **ligament longitudinal antérieur** (repère 11 sur la figure 1.8).

▷ Le **ligament longitudinal postérieur** (repère 9 sur la figure 1.8).

⇒ les ligaments de l'arc postérieur :

▷ Le **ligament jaune** (repère 5 sur la figure 1.8).

▷ Le **ligament supra-épineux** (repère 3 sur la figure 1.8).

▷ Les **ligaments interépineux** (repère 6 sur la figure 1.8).

▷ Les **ligaments intertranservaires** sont de fines lames fibreuses unissant les processus transverses.

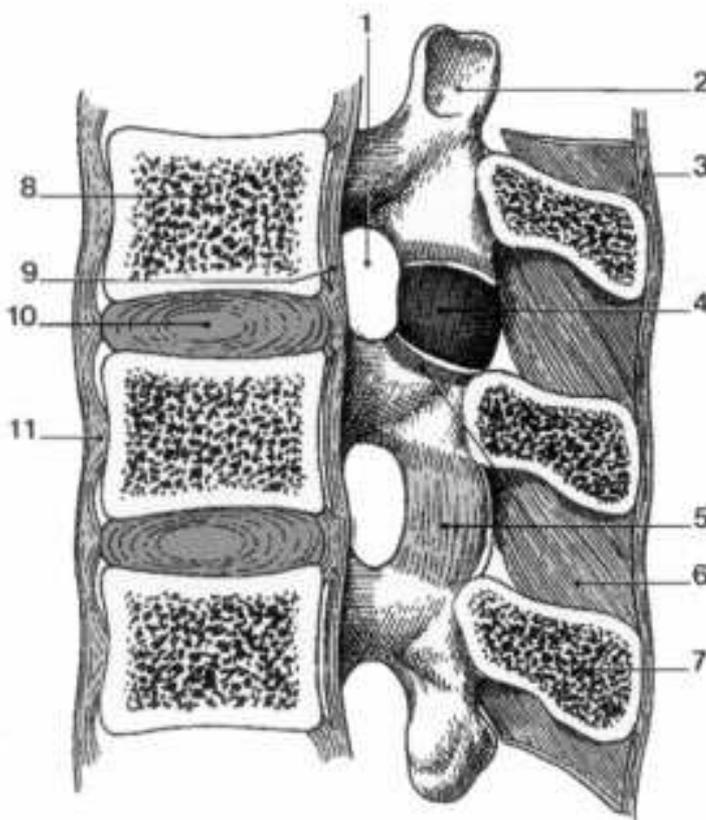


FIG. 1.8 – Les ligaments intervertébraux (d'après [Kamina 1997])

1.2.6 Les aspects musculaires

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

1.3 Le rachis scoliotique

1.3.1 Généralités

Le Dictionnaire de la Médecine (*Flamarion 1989*) donne la définition suivante de la scoliose : « Incurvation latérale habituelle ou permanente du rachis. On distingue les scolioses non structurales, dites posturales (par inégalité de longueur des membres inférieurs, ou attitude antalgique, par exemple) qui ne s'accompagnent pas de rotations des corps vertébraux et qui ne persistent pas en position couchée et les scolioses structurales où une rotation des corps vertébraux s'ajoute à l'incurvation latérale du rachis et qui persistent en position couchée. Le sens droit ou gauche de la scoliose est celui vers lequel est orientée la convexité. »

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

Selon Perdriolle [Perdriolle 1979], la scoliose est une pathologie qui se développe dans l'espace dans un mouvement de torsion généralisé. Bien que certaines scolioses soient d'origine connue (scoliose congénitale, dégénératives,...), les scolioses dites **idiopathiques** n'ont pas encore aujourd'hui une étiologie complètement connue.

La fréquence de la scoliose est de l'ordre de 2% de la population [Stagnara 1985] et elle atteint plus fréquemment les filles que les garçons (8 cas sur 10). La scoliose idiopathique est la plus fréquemment diagnostiquée (70%).

La scoliose engendre des déformations au niveau global et au niveau local. La déformation globale affecte la ligne complète du rachis et les déformations locales affectent les éléments constitutifs du rachis : la vertèbre, le disque intervertébral, le système musculo-ligamentaire et la cage thoracique.

1.3.2 Les déformations globales

▷ Quelques définitions

La déviation latérale de certaines vertèbres dans le plan frontal entraîne l'apparition de *cour-*

bures. Une courbure est dite *fonctionnelle* lorsqu'elle est réductible (par des tests d'inclinaison latérale par exemple), a contrario d'une courbure dite *structurale*. Une courbure structurale entraîne des courbures compensatoires permettant à la tête de se retrouver au dessus du bassin (le rachis est dit « équilibré ») 1.9(a). Nous différencierons les côtés des courbures en indiquant si nous sommes du côté convexe ou du côté concave dans le plan frontal. Sur chaque courbure la vertèbre la plus latéralisée est appelée **vertèbre apicale** ou **vertèbre sommet** et les plus inclinées sont les **vertèbres limites** ou **vertèbres jonctionnelles** de la courbure.

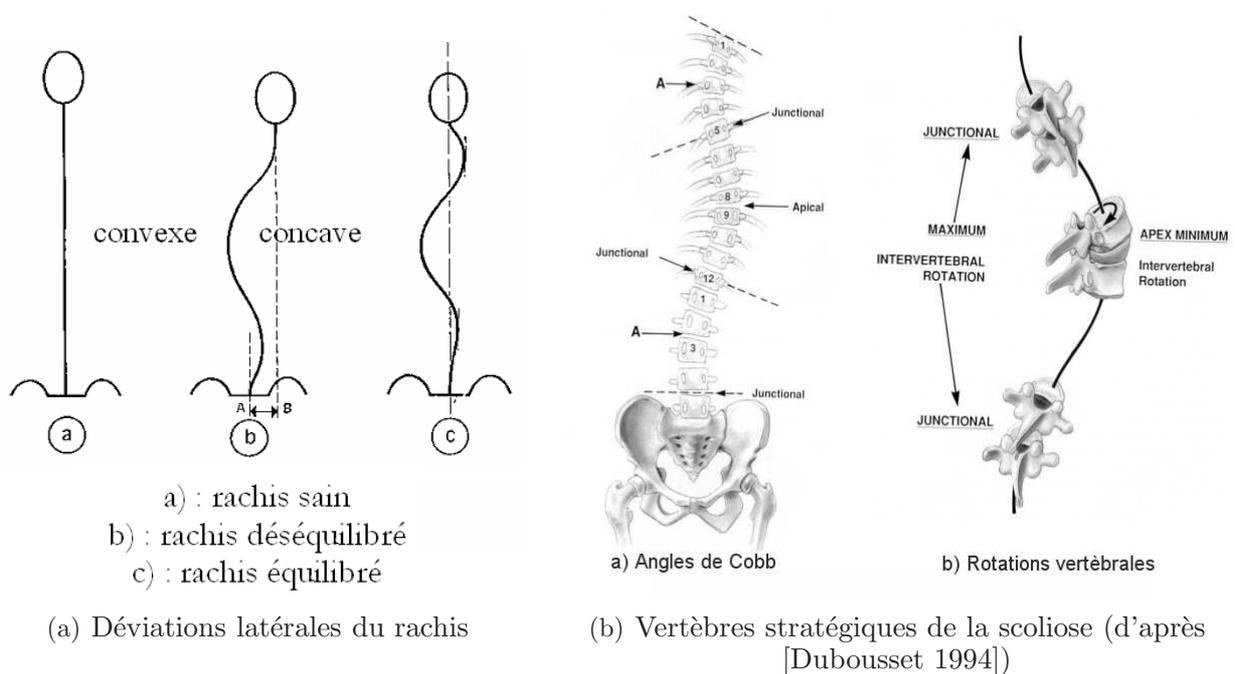


FIG. 1.9 – Les déviations rachidiennes et leur observation

La mesure des courbures dans le plan frontal est généralement utilisée pour identifier la gravité de la scoliose. L'angle de Cobb (figure 1.9(b)) est mesuré dans le plan frontal, à partir de la radiographie de face ou de dos du patient et il est formé par les deux lignes prolongeant les plateaux vertébraux des vertèbres limites. L'utilité de l'angle de Cobb est controversé du fait du biais non négligeable dû à la projection 2D. Cependant, il est très facilement mesurable et utilisé quasi-systématiquement pour caractériser une courbure scoliothique.

Après avoir observé de manière très approfondie des spécimens sec et/ou des patients scoliothiques, certains auteurs [Perdriolle & Vidal 1985, Guillaumat 1997] ont effectué les observations

suivantes :

- chaque vertèbre est en extension et en inclinaison latérale par rapport à ses vertèbres adjacentes.
- toutes les vertèbres sont en rotation dans la même direction, la rotation intervertébrale étant la différence de rotation axiale entre deux vertèbres adjacentes.
- la rotation intervertébrale est maximale dans la zone jonctionnelle alors qu'elle est minimale autour de l'apex.
- la rotation vertébrale est maximale au niveau de l'apex.

▷ Les différentes formes de scolioses idiopathiques

Des nombreuses classifications ont été proposées au cours du temps, elles sont en général basées sur la forme des courbures déterminées à partir des radiographies frontales [Ponseti & Friedman 1950, Moe et al. 1978, King et al. 1983], nous exposerons ici seulement les formes topographiques rencontrées dans la scoliose idiopathique de l'enfant [Ponseti & Friedman 1950] :

- **la scoliose thoracique** : étendue de T4-T6 à T11-T12, sa fréquence est de 25%. La courbure principale est le plus souvent à convexité droite. Son apparition est souvent précoce, elle entraîne des déformations graves, très disgracieuses par la gibbosité et le déséquilibre. La courbure principale est raide et difficilement réductible, les courbures compensatoires restent longtemps souples et peu structurées.
- **la scoliose lombaire** : étendue de T11-T12 à L3-L4, sa fréquence est de 25%. La courbure principale est le plus souvent à convexité gauche.
- **la scoliose thoraco-lombaire** : étendue de T4-T6 à L1-L3, sa fréquence est de 19%. La courbure principale est le plus souvent à convexité droite et semble plus souple que dans le cas d'une scoliose thoracique. La contre courbure thoracique est souvent peu réductible.
- **la scoliose double majeure** : elle se compose à la fois d'une courbure thoracique et d'une courbure lombaire.

1.3.3 Les déformations locales

▷ Les vertèbres et les disques scoliotiques [Perdriolle 1979, Rainaut 1994]

Dans une déformation scoliotique, les pièces vertébrales latéralisées reçoivent des pressions inégales et asymétriques : fortes du côté de la concavité, faibles du côté de la convexité. Selon la loi de Delpech, la croissance de la vertèbre est freinée du côté de fortes pressions, la vertèbre se déforme donc pendant sa croissance (et dans une moindre mesure à l'âge adulte).

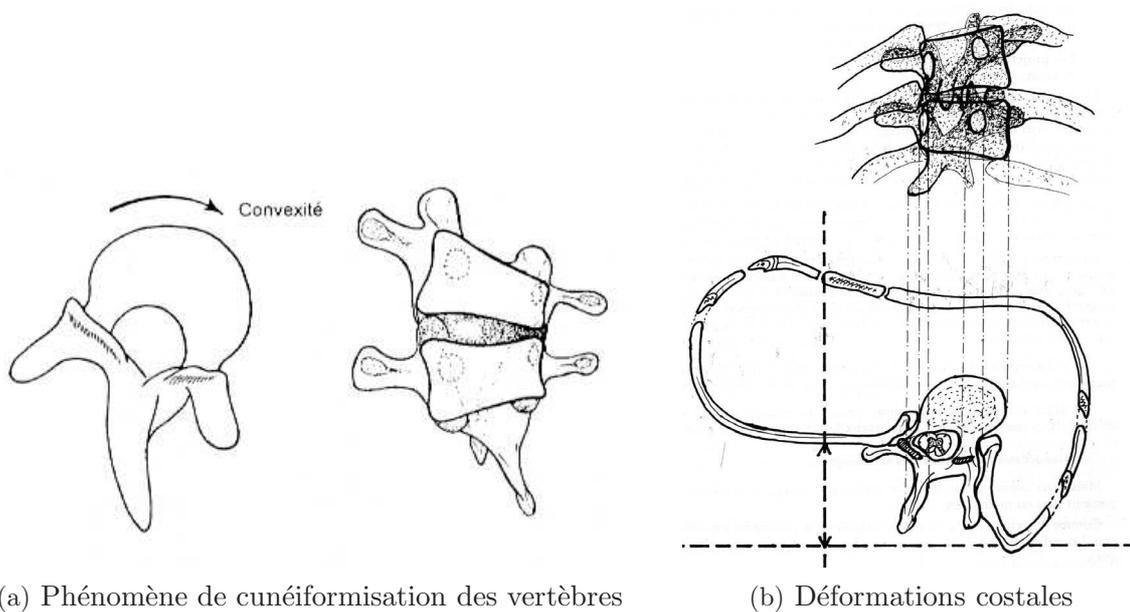


FIG. 1.10 – Illustrations des déformations vertébrales locales (d'après [Rainaut 1994])

La déformation de la vertèbre entretient ainsi la courbure qui l'a produite :

- du fait de l'extension et de l'inclinaison relative des vertèbres, le disque est soumis à des contraintes permanentes, sa vascularisation est alors perturbée, accélérant ainsi sa dégénérescence.
- dans le plan frontal, la **cunéiformisation** (voir figure 1.10(a)) n'atteint d'abord que les disques intervertébraux, qui se pincent du côté concave et baillent du côté convexe. Ce phénomène reste longtemps réversible puis la vertèbre est atteinte : le corps vertébral, le pédicule, le massif articulaire et la lame deviennent alors moins hauts du côté concave que du côté convexe.

▷ Les côtes scoliotiques

Les côtes sont entraînées par les vertèbres thoraciques dans un mouvement giratoire (figure 1.10(b)). En vue postéro-antérieure, elle saillent du côté convexe créant ainsi une **gibbosité** et s'enfoncent en avant du côté concave, créant un méplat sous-scapulaire. Cette déformation thoracique traduite extérieurement montre l'importance de la rotation et constitue l'élément le plus visible de l'affection scoliotique.

1.3.4 Les repères de référence de la déformation scoliotique

Afin de décrire ces différentes déformations du rachis, la SRS a défini un repère régional basé sur les vertèbres limites de la courbure principale voir figure 1.11).

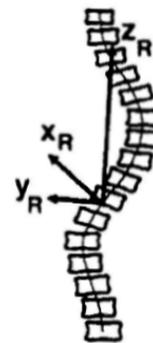


FIG. 1.11 – Repère régional de la déformation scoliotique [Stokes 1994]

1.4 La scoliose et son traitement

Lorsque la scoliose est dite «évolutive», deux moyens sont utilisés pour freiner et / ou corriger la scoliose :

1. le traitement orthopédique par orthèse
2. le traitement chirurgical

1.4.1 Les traitements orthopédiques

Lorsque l'évolutivité de la scoliose chez un enfant en phase de croissance a été dépistée, le traitement orthopédique est alors préconisé pour lutter contre l'histoire naturelle de la scoliose évolutive. Il répond à plusieurs objectifs :

- arrêter (ou du moins freiner) l'évolution d'une courbure tout en restaurant l'équilibre tridimensionnel du patient.
- maintenir le potentiel de croissance vertébrale.

- améliorer l’aspect cosmétique du tronc en réduisant les gibbosités et les déséquilibres.
- respecter la fonction respiratoire et les métabolismes abdominaux.

L’arrêt du traitement est envisagé lorsque les indicateurs de croissance montrent que la croissance est terminée.

Voici quelques uns des traitements orthopédiques proposés de nos jours (figure 1.12).

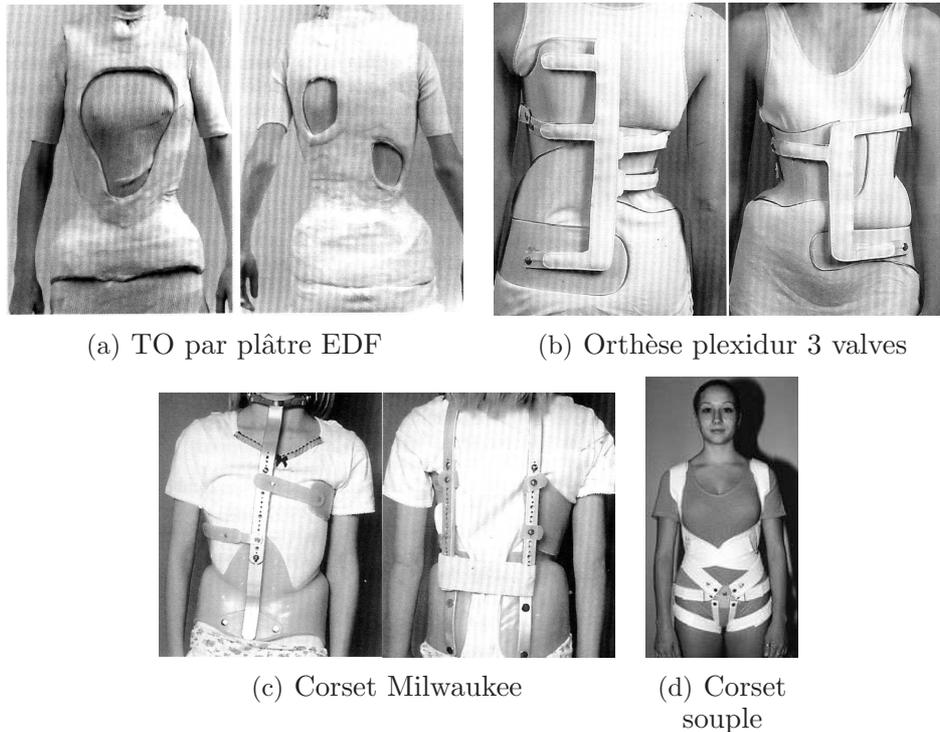


FIG. 1.12 – Exemples de traitements orthopédiques (TO)

L’efficacité de ces traitements dépend notamment de la période durant laquelle le patient va porter un corset. La période de croissance pubertaire est une période souvent privilégiée pour ces traitements. Cependant, les cliniciens cherchent à repérer le plus précocement possible les risques d’aggravation afin de contenir l’évolution naturelle de ces scolioses le plus tôt possible.

1.4.2 Les traitements chirurgicaux

Quand les déformations ont évolué chez le sujet ayant fini sa croissance ou quand le traitement orthopédique ne permet pas d'empêcher la progression des déformations chez le sujet en période de croissance, un traitement chirurgical est proposé afin de stopper ces déformations. Le chirurgien utilise des vis, des crochets et des tiges

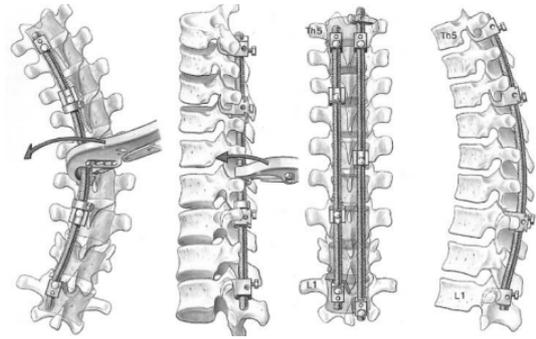


FIG. 1.13 – Chirurgie de type «Cotrel-Dubousset»

cintrées afin de bloquer la colonne vertébrale dans une position équilibrée dans les différents plans de référence du patient.

1.5 Conclusion sur cette partie :

En conclusion, les notions présentées dans cette première partie nous permettent d'aborder la problématique de manière claire.

Au vue des traitements lourds associés à cette pathologie, nous avons pu voir l'importance du dépistage précoce des scolioses dite «évolutives».

Afin de mieux comprendre les moyens utilisés pour ce dépistage, nous allons à présent observer les références de la littérature associées à cette problématique.

Nous verrons donc, tout d'abord, les moyens d'analyse clinique des patients scoliotiques.

Dans une deuxième phase, nous verrons les moyens complémentaires de l'analyse de la scoliose.

Enfin, nous verrons quels sont les outils de prédiction de l'aggravation de la scoliose décrits dans la littérature.

2

Etude bibliographique

Sommaire

2.1	L'analyse clinique de la scoliose :	22
2.1.1	L'examen <i>clinique</i> du patient scoliotique	23
2.1.2	Les analyses radiologiques du patient scoliotique	27
2.2	L'analyse de la scoliose : les autres moyens d'observation	33
2.2.1	⇒ Les analyses morphologiques :	33
2.2.2	⇒ Les analyses de la marche :	34
2.2.3	⇒ Les analyses topologiques du dos :	34
2.2.4	⇒ Les analyses par Imagerie par Résonance Magnétique :	35
2.2.5	⇒ Les analyses de la posture et des mobilités :	36
2.2.6	⇒ Les analyses de posturologie :	37
2.2.7	⇒ Les analyses tridimensionnelles du rachis	37
2.2.8	⇒ Les analyses par modélisation mécanique :	41
2.3	L'analyse de l'évolutivité des scolioses idiopathiques	44
2.3.1	Les « idées fondamentales » de l'analyse de l'évolutivité des scolioses :	44
2.3.2	Les outils de l'analyse de l'évolutivité des scolioses : généralités	46
2.3.3	Les outils de l'analyse de l'évolutivité des scolioses : les méthodes graphiques	51
2.3.4	Les outils de l'analyse de l'évolutivité des scolioses : les méthodes numériques	56
2.3.5	Les outils de l'analyse de l'évolutivité des scolioses : Les méthodes basées sur la vue de dessus	59

2.1 L'analyse clinique de la scoliose :

L'objectif de cette partie est de donner les références de la littérature couramment utilisées concernant l'analyse des scoliozes idiopathiques. Nous verrons dans un premier temps les différentes techniques cliniques pratiquées aujourd'hui. Puis, nous verrons les paramètres radiologiques couramment utilisés dans l'analyse des scoliozes.

L'examen de patients scoliotiques est standardisé depuis les années 50. Il est rappelé chaque année lors du congrès du Groupe d'Etude de la Scoliose (GES). Il se déroule suivant 4 phases :

1. « **interrogatoire** » **général** : il permet au clinicien de connaître des éléments généraux sur la santé du patient (situation actuelle de la santé du patient), sur sa maturité (âge chronologique, niveau scolaire,...), sur ses éventuels antécédents familiaux et sur sa situation psychologique en général et vis à vis de la scoliose.
2. **examen clinique** : cet examen se fait sur le patient en position debout naturelle, ce qui permet au médecin d'avoir une analyse de la posture globale et du contrôle postural du patient.
3. **examens radiologiques** : composés d'au moins un cliché radiologique de face, il permet au clinicien d'observer les déformations rachidiennes du patient dans le plan frontal. Le risque d'erreur de diagnostic lié à cette observation provient de la fenêtre de vision qui couvre uniquement une partie inférieure de la tête, le rachis et le bassin. Elle ne permet pas d'apprécier complètement les problèmes liés aux membres inférieurs (inégalité, attitude vicieuse).
4. **autres examens complémentaires** : ils varient suivant les habitudes et les pratiques des cliniciens.

Nous ne nous focaliserons que sur les points 2 à 4.

2.1.1 L'examen *clinique* du patient scoliotique

L'examen clinique a deux objectifs principaux :

- **1 : recherche de causes apparentes de la scoliose :** pour retenir l'origine idiopathique de la scoliose, le clinicien doit vérifier que cette scoliose n'a pas des signes extérieures de pathologies particulières, ni d'ordre morphologique ni d'ordre neurologique. Cette analyse doit être confirmée par l'analyse radiologique afin d'écartier toute scoliose dite dégénérative ou due à des malformations souvent transmises génétiquement. Si toute l'observation de ces aspects est négative, le médecin considère alors la scoliose comme idiopathique.
- **2 : observation de l'état de santé général et des conséquences de la scoliose :**
le clinicien se focalise alors sur les notions de santé générale telles que la croissance (taille, poids), l'équilibre des différents segments du corps et les interactions entre la scoliose et la santé du patient (douleur, problème d'équilibre, tensions musculaires locales,...)

Cet examen se déroule autour de l'observation du dos du patient suivant différents points de vue.

⊖ examen du patient debout :

⇒ **Vue de face et de dos :**

le clinicien va rechercher les asymétries du corps de la tête aux pieds du patient. Il repère ainsi les défauts visuels du patient (port de lunettes, problème de convergence,...), les problèmes dentaires du patient (port d'un appareil d'orthodontie,...), les asymétries de hauteur des épaules, les asymétries du tronc (pli de la taille) comme le montre la figure 2.1(a), les asymétries des membres inférieurs et des pieds (genou valgum ou varum, pieds creux ou plats, ...).

Les anomalies cutanées sont aussi recherchées lors de cette phase d'observation afin d'éliminer les scoliose d'origine congénitale.

De plus, le clinicien recherche les défauts d'équilibre globaux du dos par rapport à la ligne de gravité représentée par un fil à plomb. Le **fil à plomb** est placé en face de l'épineuse de la

septième cervicale et il observe le décalage au niveau du pli inter-fessier dans le plan frontal (voir figure 2.1(b)). Cette mesure peut être qualitative ou quantitative (exprimée en cm).

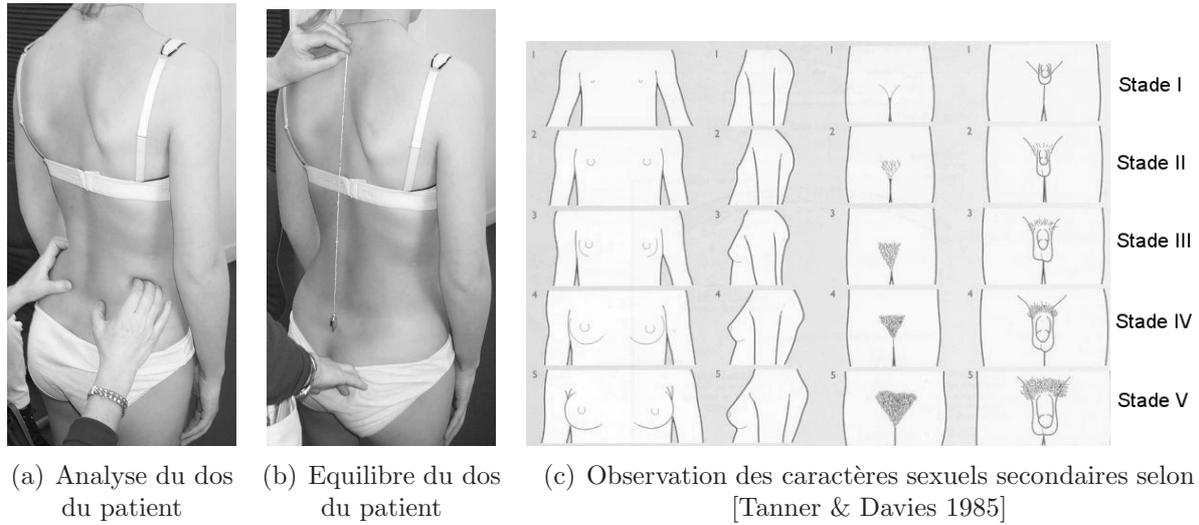


FIG. 2.1 – Examen du dos du patient en position debout

Cet examen permet au praticien d’observer les signes secondaires de maturité décrits par [Tanner et al. 1966a, Tanner et al. 1966b, Tanner & Davies 1985] (voir figure 2.1(c)).

⇒ **Vue de profil :**

Dans cette vue, le clinicien observe en priorité l’équilibre du patient par rapport à un fil à plomb placé tangent au dos.

Le clinicien note à quel niveau le fil à plomb est tangent et observe la distance entre le fil à plomb et les différentes parties du rachis.(vertèbre cervicale inférieure, partie thoracique haute, basse, partie lombaire) Cette mesure peut être qualitative ou quantitative (en cm).

⇒ **Vue de dessus :**

Le clinicien peut estimer de façon qualitative les positions relatives des différents segment du corps du patient dans le plan horizontal. Il repère en effet s’il existe une rotation horaire ou anti-horaire entre ces différents segments.

⇒ **Analyse du patient debout en dynamique :**

Le clinicien peut demander au patient d'effectuer quelques mouvements simples afin de vérifier les mobilités du dos du patient et sa souplesse globale.

inclinaison droite et gauche : le clinicien focalise son attention sur les aspects de dissymétrie qu'il peut observer lors de ce mouvement.

flexion complète du patient : le clinicien observe alors deux éléments très importants : la souplesse du patient dans le plan sagittal et les gibbosités que crée la scoliose sur le dos du patient dans cette position (voir figures 2.2(a) et 2.2(b)). Pour la mesure des gibbosités, il existe deux méthodes :

1- mesure à l'aide du Scoliomètre [Amendt et al. 1990] : le clinicien utilise le scoliomètre comme un niveau et mesure l'angle maximum créé par la gibbosité à chaque niveau de la colonne du patient. (voir figure 2.2(c))

2- mesure à l'aide d'une règle : le clinicien mesure la hauteur entre la ligne horizontale créée à partir de la gibbosité maximale et le dos symétriquement par rapport à la colonne. (voir figure 2.2(d))

étude de la marche : dans certains cas, le clinicien peut demander au patient d'effectuer quelques pas afin d'observer l'équilibre global du patient en dynamique. Il peut alors détecter certaines anomalies et observer leur influence sur l'équilibre du tronc du patient.

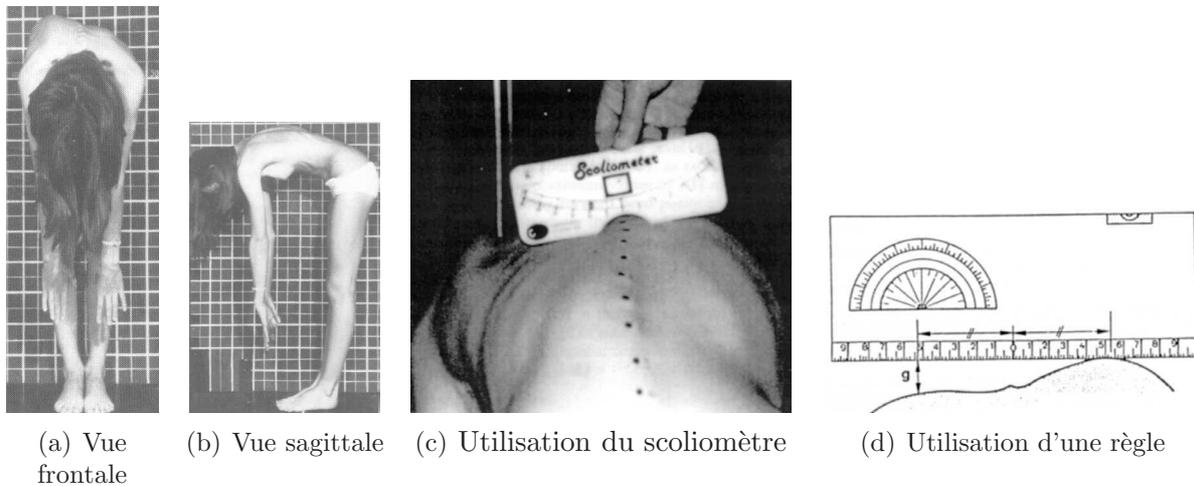


FIG. 2.2 – Observation et mesures des gibbosités du patient sciolitique

⊖ examen du patient assis :

Il arrive parfois que le clinicien observe les gibbosités du patient en position assise, afin d'éviter les influences des défauts des membres inférieurs et du bassin.

De plus, la **taille assise** peut donner des informations très précieuses quant à la croissance du rachis par rapport à la croissance globale du patient.

⊖ examen du patient couché :

Enfin, le clinicien peut effectuer quelques examens du patient en position couchée afin de caractériser notamment les rigidités musculaires au niveau des jambes et du bassin. Une fois encore, les mesures sont plutôt qualitatives et relatives entre le côté droit et le côté gauche du patient.



FIG. 2.3 – *Mesure de la taille du patient en décubitus*

Quelques tests neurologiques sont souvent effectués en position couchée.

Dans certains cas, le clinicien mesure la taille couchée du patient afin de déterminer la souplesse globale de la colonne du patient. Cette mesure nécessite une toise suffisamment grande. (voir figure 2.3)

En conclusion de cette première partie, nous avons pu observer les différents aspects de l'analyse clinique du patient scoliotique qui permettent au clinicien de prendre en considération les données externes du patient dans leur interprétation de causes et de répercussion visibles de la scoliose chez ce patient.

L'analyse radiologique apporte une analyse interne de la scoliose chez ce patient et permet d'accroître les informations relatives au déséquilibre tridimensionnel de la colonne du patient.

2.1.2 Les analyses radiologiques du patient sciotique

C'est l'examen le plus utilisé dans l'observation de la scoliose d'un adolescent. En effet, il permet au clinicien d'observer les aspects internes des déformations de la colonne vertébrale du patient.

Un certain nombre de paramètres radiologiques a été défini au cours des années d'étude de la scoliose dans les différents plans d'observation [Diard et al. 2002] :

1. **vue de face** : postéro-antérieure ou antéro-postérieure qui permet d'observer la colonne du patient dans le plan frontal.
2. **vue de profil** : droit ou gauche suivant les courbes et l'amplitude de la scoliose.
3. **vue de face en position couchée** : elle permet de se rendre compte de la réductibilité de la scoliose.
4. **vue de face en inclinaison latérale** : souvent droite et gauche, cette vue permet l'observation locale des souplesses et des raideurs de la colonne du patient. Elles sont réalisées en position couchée.
5. **vue de face en traction** : cette vue peut être réalisée en position debout ou couchée et elle est utilisée pour évaluer les souplesses et les raideurs de la colonne du patient.
6. **vues complémentaires** : certaines parties des radiographies sont particulièrement observées et parfois des clichés complémentaires sont demandés.

Dans le cas des scolioses modérées, étant donné le suivi important et long de ces patients, un des soucis des cliniciens est de réduire au minimum le nombre de clichés radiologiques pour les patients. Seules les radiographies de face et de profil sont effectuées de façon régulière durant le suivi du patient. Une radiographie en position couchée est réalisée en début du suivi afin de confirmer que la scoliose est bien structural.

Nous allons donc focalisé notre description sur ces 3 clichés radiologiques afin de caractériser les paramètres observés sur chacun d'eux.

⊖ Analyses de la vue frontale :

L'objectif de cette vue est de donner au clinicien des informations quant à l'équilibre global du patient dans le plan frontal afin de corréliser les observations d'équilibre faites durant l'examen clinique et de vérifier l'importance de la scoliose dans ces phénomènes d'équilibre. Cette vue est réalisée à l'aide d'un film de format 30 cm x 90 cm ou 30 cm x 120 cm suivant la taille du patient et doit permettre de voir les éléments suivants (de haut en bas) :

- 1- les conduits auditifs externes :** ils donnent une information concernant l'équilibre du sujet car l'axe formé par les conduits auditifs gauche et droit représente globalement l'orientation du regard dans le plan frontal.
- 2- l'ensemble du rachis et du bassin :** cette observation permet au clinicien de visualiser les déviations latérales du rachis par rapport au bassin
- 3- les têtes fémorales :** elles doivent aussi figurer sur la radiographie car elles permettent de caractériser la morphologie du bassin.

Le patient est placé face au film et le manipulateur en radiologie doit vérifier que la position du patient est physiologique (jambes tendues et bassin équilibré dans le plan frontal) avant de faire la prise de vue. Certains cliniciens vérifient également l'existence d'une éventuelle inégalité de longueur des membres inférieurs pour la rectifier par le port d'une talonnette avant la prise de radiographie.

La principale exploitation de la vue radiologique de face consiste à mesurer des angles entre différents plateaux vertébraux. Deux méthodes principales permettent de définir les amplitudes de la scoliose d'un patient (figure 2.4) :

- **méthode de l'Angle de Cobb :** angle défini depuis les années 50 [Cobb 1960], il s'agit de l'angle entre les lignes des plateaux vertébraux les plus inclinés en vue frontale de la courbure. Il est très utilisé dans l'analyse de la scoliose jusqu'à aujourd'hui (voir figure 2.4 (a)).
- **méthode de l'Angle de Ferguson :** angle défini par [Ferguson 1949], pour le mesurer, on repère la vertèbre apicale (celle qui est la plus latéralisée) et les deux vertèbres limites. On

trace deux droites allant du milieu de la vertèbre apicale aux milieux des deux vertèbres limites. L'angle formé par ces deux droites est l'angle de Ferguson. Il reste malgré tout beaucoup moins utilisé car son processus de mesure est un peu plus long (voir figure 2.4 (b)).

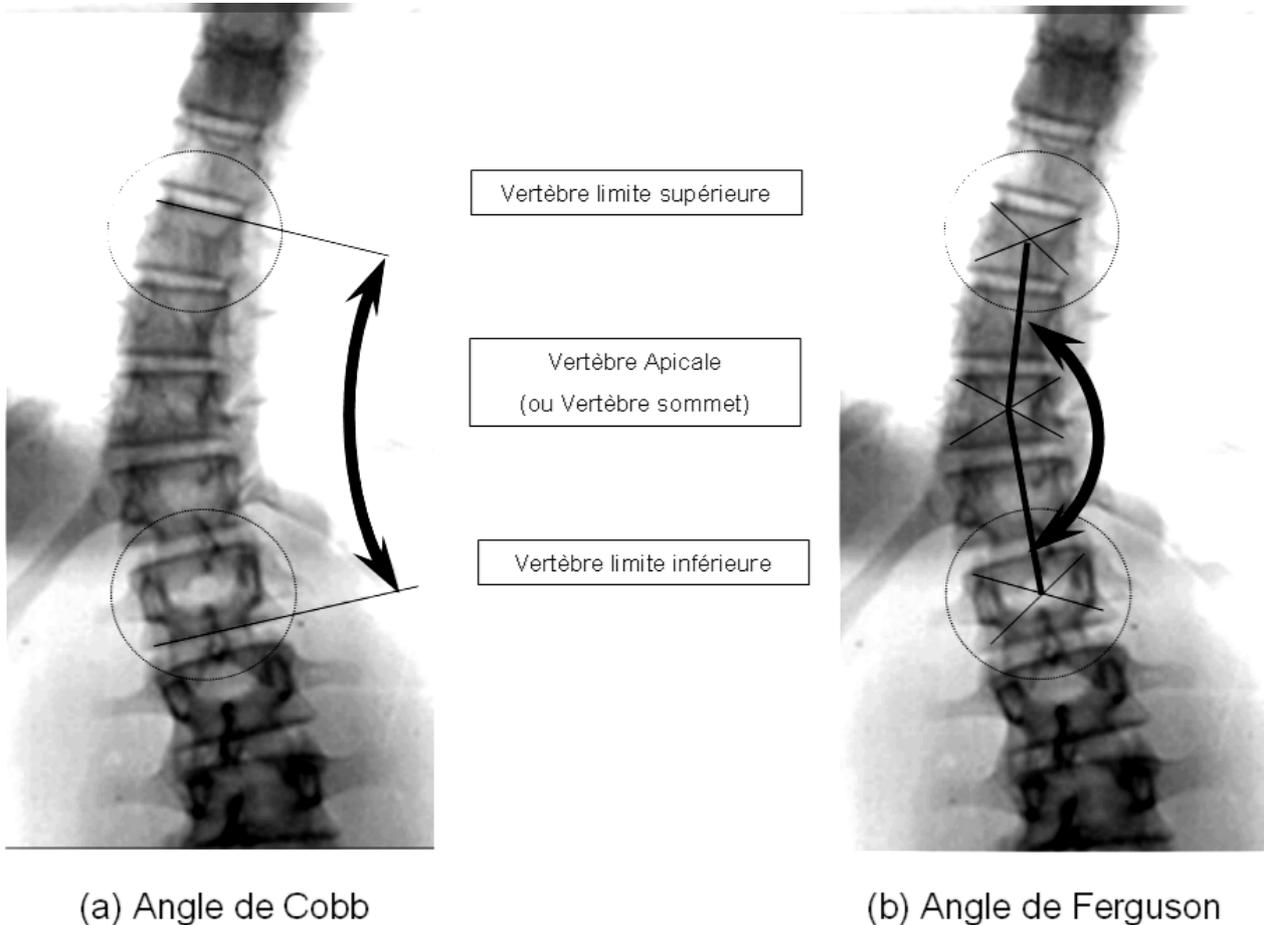
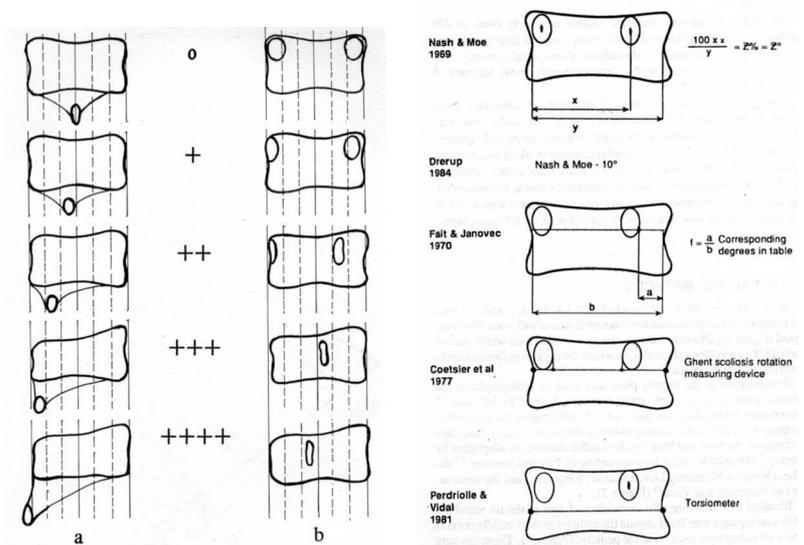


FIG. 2.4 – Méthodes de mesure de l'inflexion scoliose

Certaines études ont montrés la fiabilité de ces paramètres [Greenspan et al. 1978, Robinson & Wade 1983, Carman et al. 1990, Morrissy et al. 1990, Stokes et al. 1993, Diab et al. 1995]. L'intervalle de confiance à 95% de l'angle de Cobb mesuré sur les radiographie de face est de l'ordre de $\pm 5^\circ$.

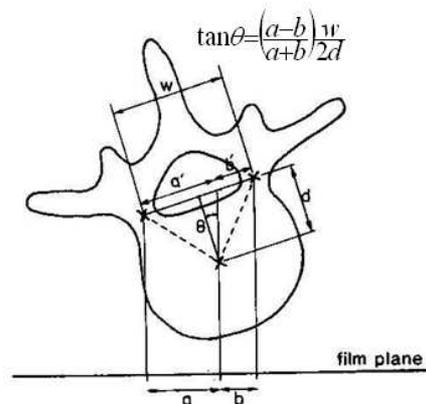
L'autre élément caractéristique principal du rachis scoliotique visible sur la vue frontale est la rotation vertébrale axiale.

Plusieurs techniques, basée sur la technique de Cobb décrite en 1948 ont été mises au point afin de réaliser cette mesure [Nash & Moe 1969, Fait & Janovec 1970, Mehta 1973, Benson et al. 1976, Coetsier et al. 1977, Perdriolle 1979, Drerup 1984, Stokes et al. 1986] (figure 2.5). Globalement, elle est basée sur la trace de la projection des pédicules par rapport aux bords latéraux du corps vertébral. La précision de mesure de ce paramètre a été estimée notamment par [Drerup 1984] à $\pm 5^\circ$.



(a) Méthode de Cobb (d'après [Nash & Moe 1969])

(b) Différents points anatomiques considérés (d'après [Gunzburg et al. 1991])



(c) Méthode de [Stokes et al. 1986]

FIG. 2.5 – Mesures de la rotation axiale sur la radiographie frontale

⊖ Analyses de la vue sagittale :

deux observations distinctes sont réalisées à partir de la vue sagittale de la colonne du patient :

1. l'analyse des courbures sagittales de la colonne du patient
2. l'analyse de paramètres liés à l'équilibre du bassin dans le plan sagittal

⇒ **analyse de la colonne :**

dans cette analyse, le clinicien focalise son attention sur l'enchaînement des courbures dorsales et lombaires du patient afin d'évaluer l'interaction entre les déviations latérales des vertèbres dans le plan frontal dues à la scoliose et les inclinaisons vertébrales sagittales.

Ces observations s'appuient sur des mesures quantitatives des angles de cyphose thoracique et de lordose lombaire effectuées avec la même méthodologie que les angles de Cobb dans le plan frontal : angle entre le plateau supérieur de la vertèbre supérieure de la courbure observée et le plateau inférieur de la vertèbre inférieure de cette courbure :

angles de cyphose : ils sont définis pour les courbures entre T1-T12 ou T4-T12.

angles de lordose : ils sont définis pour les courbures entre T12-L5, T12-S1, L1-L5 ou L1-S1.

Les observations faites pour les patients sont comparés aux données classiques de la littérature pour des sujets asymptomatiques. [Voutsinas & MacEwen 1986, Jackson & Hales 2000].

⇒ **analyse du bassin :**

suite aux travaux de Mme Duval-Beaupère [Duval-Beaupere et al. 1992, Legaye et al. 1998, Marty et al. 2002], un certain nombre de paramètres pelviens en vue sagittale ont été définis et observés dans le cadre de l'examen du patient scoliotique.

⊖ Analyses de la vue frontale en position couchée :

Lors des premiers examen d'un patient scoliotique, la radiographie en position couchée est souvent demandée afin de relativiser cette observation avec celle de la vue radiologique frontale « en charge » du patient.

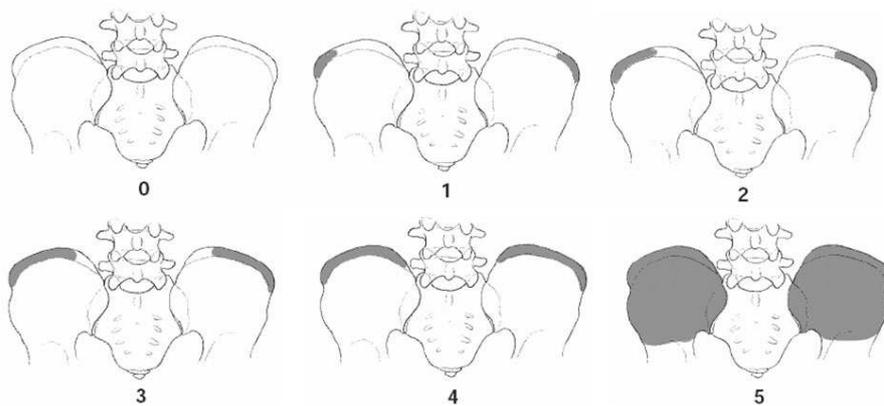
⊖ Analyses radiologiques complémentaires :

Certaines informations, notamment concernant le développement osseux du patient, sont observées plus particulièrement :

⇒ **sur le cliché en vue frontale :** le signe de Risser, la fermeture du cartilage en Y, sont des paramètres descriptifs de la maturité osseuse du patient. L'indice de Risser [Risser 1958] est une observation de l'ossification des crêtes iliaques du patient côté de 0 à 5 (voir figure 2.6(a)).

⇒ **sur le cliché en vue sagittale :** dans cette vue, il est possible d'observé les listels au niveau des plateaux supérieurs et inférieurs de certaines vertèbres afin d'observer l'ossification et la croissance de ces vertèbres chez le patient.

⇒ **sur des clichés complémentaires :** il arrive parfois que l'analyse de l'âge osseux du patient soit demandé. Plusieurs solutions sont disponibles : la première est de radiographier la main, le poignet ou le coude gauche du patient et de comparer avec l'atlas de GREULICH et PYLE (figure 2.6(b)).



(a) Mesure du signe de Risser



(b) Mesure de l'âge osseux selon [Greulich & Pyle 1959, Pyle et al. 1971]

FIG. 2.6 – *Analyses radiologiques complémentaires : évaluation de la maturité osseuse*

2.2 L'analyse de la scoliose : les autres moyens d'observation

En parallèle de ces examens cliniques et radiologiques pratiqués systématiquement sur les patients scoliotiques, d'autres examens, dits « complémentaires », sont effectués dans le cadre de recherches cliniques concernant le dépistage et la surveillance de ces patients.

Les éléments mentionnés dans ce document représentent les grandes catégories d'examens complémentaires associés actuellement à la scoliose. La mise en oeuvre de ces examens complémentaires nécessite souvent des connaissances particulières, des moyens techniques assez onéreux et un temps considérable, ce qui explique qu'ils ne sont pas pratiqués systématiquement dans tous les centres cliniques.

Nous ne citerons pas ici les études liées à d'éventuels prélèvements biologiques sur les patients car nous souhaitons nous focaliser sur les techniques conventionnelles d'imagerie et les techniques non-invasives d'observation des patients scoliotiques.

Nous mentionnerons donc dans ce document les techniques suivantes :

- les analyses morphologiques
- les analyses de la marche
- les analyses topologiques
- les analyses IRM
- les analyses de posture et des mobilités
- les analyses de posturologie
- les analyses tridimensionnelles du rachis scoliotique
- les analyses utilisant des modèles mécaniques

2.2.1 ⇒ Les analyses morphologiques :

Les principales études faites dans ce domaine sont présentées par [Nicolopoulos et al. 1985, LeBlanc et al. 1997, LeBlanc et al. 1998].

L'équipe de [Nicolopoulos et al. 1985] insiste sur les possibilités d'observation de la prédisposition à l'évolution de certains patients scoliotiques en utilisant l'analyse morphométrique.

[LeBlanc et al. 1997, LeBlanc et al. 1998] montre qu'il existe des différences significatives entre les populations de patients scoliotiques et les sujets asymptomatiques. [LeBlanc et al. 1998] analyse notamment des paramètres morphologiques caractérisant 52 patients présentant une scoliose idiopathique et identifie 18 paramètres (parmi 77 mesurés) permettent de différencier le groupe des scolioses évolutives des scolioses non évolutives et du groupe témoin. Cependant la mise en place, la reproductibilité et le temps de mise en oeuvre de cette analyse ne sont pas documentés ce qui empêche l'utilisation courante de telles techniques.

2.2.2 ⇒ Les analyses de la marche :

Les principales études faites dans ce domaine sont présentées par [Giakas et al. 1996, Chen et al. 1998, Hopf et al. 1998, Schizas et al. 1998, Kramers-De Quervain et al. 2004].

Les conclusions apportées par ces études montrent qu'il existe des différences entre les populations de patients scoliotiques et les sujets asymptomatiques sur l'observation d'asymétries de mouvement durant les différentes phases de la marche. Ces équipes insistent notamment sur l'équilibre durant la marche. L'équipe [Kramers-De Quervain et al. 2004] a observé une torsion importante du tronc durant certaines phases de la marche chez les patients scoliotiques. Là encore, ces moyens d'analyse ne sont pas utilisés de manière courante en milieu clinique pour des raisons techniques.

2.2.3 ⇒ Les analyses topologiques du dos :

Le principe de base de ces examens est l'observation à l'aide de systèmes informatisés de la topographie de la surface du dos du patient scoliotique. Plusieurs systèmes permettent d'obtenir ces informations : des **systèmes vidéo** [Stokes & Moreland 1987a, Turner-Smith et al. 1988, Pearson et al. 1992], des **systèmes opto-électroniques** [Dawson et al. 1993, Theologis et al. 1997], et des **systèmes basés sur les franges de Moiré** [Stokes & Moreland 1987b, Stokes & Moreland 1989].

L'avantage de ces systèmes réside dans la possibilité de corréler les informations de surface avec des informations internes aux patients selon des méthodes non-invasives. Cependant, leur précision et leur fiabilité restent malgré tout des obstacles au développement de ces outils dans la clinique courante.

2.2.4 ⇒ Les analyses par Imagerie par Résonance Magnétique :

Certaines équipes de recherche [Birchall et al. 1997, Schmitz et al. 2001, Perie et al. 2001, Liljenqvist et al. 2002, Perie et al. 2003], ont focalisé leur attention sur l'examen IRM de la scoliose selon plusieurs voies :

- pour [Birchall et al. 1997, Schmitz et al. 2001] : il s'agit d'utiliser l'IRM à la place de la radiographie afin de réduire les aspects invasifs de ces méthodes de surveillance de la scoliose tout en permettant l'exploitation 3D de ces données afin de retrouver les paramètres classiques de l'observation de la scoliose tels que la rotation vertébrale et certains paramètres sagittaux.
- pour [Liljenqvist et al. 2002, Perie et al. 2001, Perie et al. 2003] : il s'agit d'observer localement la colonne vertébrale du patient sciotique afin de déterminer quelles sont les anomalies géométriques des vertèbres [Liljenqvist et al. 2002] et les anomalies liées aux disques intervertébraux [Perie et al. 2001, Perie et al. 2003].

L'utilisation de l'IRM est souvent réservée aux observations neurologiques ou musculaires des patients. Le patient étant en position couchée, l'observation de la scoliose peut être plus difficile à interpréter notamment en ce qui concerne les phénomènes de torsion de la colonne liés aux charges internes provoqué par la station érigée du patient. Cependant certaines études [Barnes et al. 1993, Jaramillo et al. 2003, Maenza 2003] semblent revenir sur les aspects d'observation d'anomalies locales pour certains patients sciotiques dits idiopathiques et sur les problèmes liés à l'interprétation parfois difficile des radiographies conventionnelles , notamment sur les zones thoraciques hautes.

Enfin, peu d'études s'intéressent aux analyses musculaires obtenues par IRM [Chan et al. 1999]. Pourtant les résultats concernant certains muscles profonds tel que le multifidus semblent mettre en évidence des anomalies du côté concave de la courbure sciotique. Ces moyens d'observation restent , malgré tout, exceptionnels pour le suivi de patients sciotiques.

2.2.5 ⇒ Les analyses de la posture et des mobilités :

Les aspects globaux de posture et des mobilités du tronc intéressent souvent les cliniciens car ils sont les reflets de la gestion de l'équilibre chez les patients scoliotiques. Les premières équipes à travailler sur les problèmes posturaux [Mellin 1986, Poussa & Mellin 1992] utilisaient des inclinomètres afin de quantifier les positions relatives dans l'espace des différents segments du corps du patient scoliotique en posture ainsi que pour certains mouvements.

Aujourd'hui, les chercheurs utilisent des systèmes opto-électroniques [Ployon et al. 1997, De la Huerta et al. 1998, Nguyen et al. 1998] tels que les systèmes *Vicon*[®] ou *Motion Analysis*[®], ou bien des systèmes magnétiques [Le Blanc et al. 1996] afin de mesurer en temps réel les variations de position de certains points anatomiques représentatifs pour l'équilibre des patients.

Certaines analyses, basées uniquement sur la posture [De la Huerta et al. 1998, Nguyen et al. 1998], permettent d'établir une classification des patients scoliotiques correspondante à la classification clinique classique. Cependant, ces études concernent, la plupart du temps, des patients sous traitement orthopédique.

Certaines études utilisent les données liées aux amplitudes de mouvement des patients [Ployon et al. 1997] afin de caractériser les différences entre les diverses populations. Nous détaillerons ici ce processus développé au sein du *Laboratoire de Biomécanique* dans le cadre de l'évaluation des effets de traitements chirurgicaux sur les patients scoliotiques.

▷ Principes :

Le protocole de mesure a été développé avec le système *VICON*[®]. L'utilisation de 6 caméras opto-électroniques et de 14 marqueurs réfléchissants disposés sur le tronc, le bassin et la tête du patient est décrite avec précision dans les thèses d'Anne Ployon (1997) et de Céline Lilloni (1999). Le protocole de mesure comprend plusieurs phases :

1- mesure de la posture (voir figure 2.7(a))

2- mesures des inclinaisons latérales droite et gauche (voir figures 2.7(b) et 2.7(c))

3- mesures des rotations droites et gauches (voir figure 2.7(d) et 2.7(d))

4- mesure des mouvements de flexion et d'extension (voir figure 2.7(f) et 2.7(g))

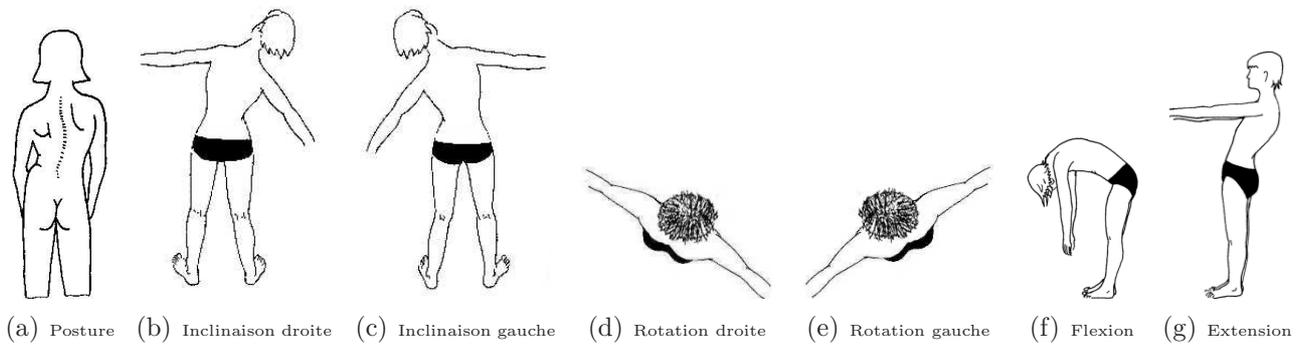


FIG. 2.7 – Protocole de mesure de la posture et des mobilités d'un patient sciotique

A partir de ces mesures en statique et en dynamique, près de 50 paramètres sont calculés, à la fois tridimensionnels et projetés dans les différents plans physiologiques du patient, afin de quantifier ses degrés de mobilités avant et après opération. Ces amplitudes de mouvements sont comparés aux valeurs d'un groupe témoin composé de 15 sujets asymptomatiques de la même classe d'âge.

Ces systèmes possèdent l'avantage d'être non-invasifs pour les patients.

2.2.6 ⇒ Les analyses de posturologie :

D'autres équipes de chercheurs se sont intéressés à la posturologie des patients sciotiques en comparaison avec des sujets asymptomatiques.

[Sahlstrand et al. 1978, Sahlstrand & Lidstrom 1980, Carpintero et al. 1994, Lidstrom et al. 1988, Hoppenfeld et al. 1991, Gauchard et al. 2001, Nault et al. 2002] ont montré l'existence de corrélations entre les défauts d'équilibre et de stabilité des patients et la gravité ou la topologie de leur scoliose. Cependant, aucune étude n'amène d'éléments concernant les notions de gravité associée à la scoliose de ces patients.

2.2.7 ⇒ Les analyses tridimensionnelles du rachis

En 1979, René Perdriolle a publié un ouvrage [Perdriolle 1979] mettant en lumière l'importance de la prise en considération des aspects tridimensionnels dans l'étude de la scoliose. A partir de cette époque plusieurs équipes de chercheurs ont mis en place des moyens d'obtenir une visualisation tridimensionnelle du rachis sciotique. Outre l'utilisation de l'IRM et du scanner, qui ne permettent d'obtenir que des reconstructions partielles du rachis et qui ne permettent pas de saisir le rachis « en charge », des techniques de reconstructions à partir de clichés

radiologiques sont apparues dans les années 80-90. Une des premières équipes [Graf, Hecquet et al. 1983] utilisait deux vues radiologiques non calibrées afin d'obtenir une représentation semi-quantitative des vertèbres du patient scoliotique. L'évolution des moyens informatiques a permis de perfectionner ces analyses, en apportant des moyens de calibration et de traitement des images radiologiques.

▷ **Principe :**

Depuis plus de 10 ans, le *Laboratoire de Biomécanique* développe en collaboration avec le Laboratoire d'Imagerie et d'Orthopédie de Montréal (LIO) des moyens de reconstruction tridimensionnelle des vertèbres et du bassin de patients, à partir de deux radiographies calibrées. Concernant ce calibrage, l'algorithme de DLT (Direct Linear Transformation) [Dansereau & Stokes 1988] ou l'algorithme ELC (Explicit Linear Calibration) [Dumas, Skalli et al. 2003] permettent de reconstruire l'environnement radiologique.

Pour la reconstruction des objets (vertèbres, bassin,...), différentes techniques ont été successivement développées : la technique NSCP (Non StereoCorresponding Point) [Veron, Skalli et al 1997, Mitton, De Guise et al. 2000] permet la reconstruction des objets à partir des informations disponibles sur chaque radiographie, qu'elles soient ou non visibles, simultanément, sur les deux vues.

La technique de reconstruction semi-automatisée [Pomero, Skalli et al. 2004] permet le positionnement de boîtes virtuelles sur les deux vues radiologiques qui permettent, en s'appuyant sur des données statistiques acquises sur une population de scolioses déjà reconstruites, de donner une première reconstruction que l'opérateur peut venir corriger, soit globalement, en modifiant l'orientation et la position de chaque vertèbre, soit localement, en modifiant la position de certains points anatomiques de certaines vertèbres ; afin de faire correspondre au mieux la rétroprojection de la vertèbre reconstruite avec l'observation 2D disponible sur les clichés radiologiques. Un logiciel de recherche, IdefX, permet d'effectuer la reconstruction 3D à partir des clichés radiographiques scannés. La validation en formes et en position des objets reconstruits a été réalisée en comparant ces reconstructions 3D aux reconstructions par coupes scanner [Mitulescu et al. 2002, Dumas et al. 2004, Pomero et al. 2004] : les erreurs moyennes des reconstructions sont de 1.4 mm et de 3.6 mm pour 2 RMS [Pomero et al. 2004].

▷ **Outils disponibles :**

Différents systèmes de calibrages basés sur le principe de l'ELC ont été installés en France : à l'hôpital Saint Vincent de Paul à Paris (voir figure 2.8(a)), à l'hôpital de Strasbourg (voir figure 2.8(b)) dans le service du professeur Steib, à l'hôpital Tripode de Bordeaux (voir figure 2.8(c)) et au CHU Bellevue de St Etienne (voir figure 2.8(d)).

En 2002-2003, un prototype de stéréoradiographie « système EOSTM » a été mis en place à l'hôpital St Vincent dePaul à Paris (voir figure 2.8(e)). Le système EOSTM cumule les avantages du 3D, de la très faible irradiation, d'un balayage de la tête aux pieds, permettant au clinicien d'avoir une vision globale, et de multi-énergie pour la caractérisation osseuse (ostéoporose,...). Il permet, à partir de 2 radiographies basse dose simultanées, d'obtenir une géométrie tridimensionnelle de pièces osseuses (colonne vertébrale, bassin, grenou,...) avec une précision proche de celle obtenue par reconstruction scanner. Ce système provient de la combinaison de deux innovations majeures :

- les travaux de G. Charpak et de BIOSPACE® : radiographie numérique à balayage (détecteurs à micropistes), à très basse dose d'irradiation. La qualité et la grande dynamique de l'image permettent en outre d'explorer sur un même cliché des tissus très différents (os, poumons).
- les travaux des équipes du LBM-ENSAM-CNRS et du LIO-ETS-CRCHUM (Montréal), en collaboration avec les services de radiologie et d'orthopédie de l'hôpital Saint Vincent de Paul : reconstruction 3D précise de l'enveloppe externe d'une structure ostéoarticulaire à partir d'une simple paire de clichés radiographiques (face et profil).

Les résultats obtenus à partir de l'utilisation de ces systèmes sont des objets tridimensionnels sur lesquels près de 200 paramètres peuvent être automatiquement calculés.

Les paramètres calculés à partir de la stéréoradiographie et leur intérêt par rapport à la scoliose ont été décrits dans la littérature [Stokes 1994, Dubousset 1994]. De nombreuses études [Hecquet et al. 1998, Aubin et al. 1998, Poncet et al. 2001] ont montré l'intérêt du calcul des rotations axiales vertébrales. En effet, à partir du positionnement tridimensionnel

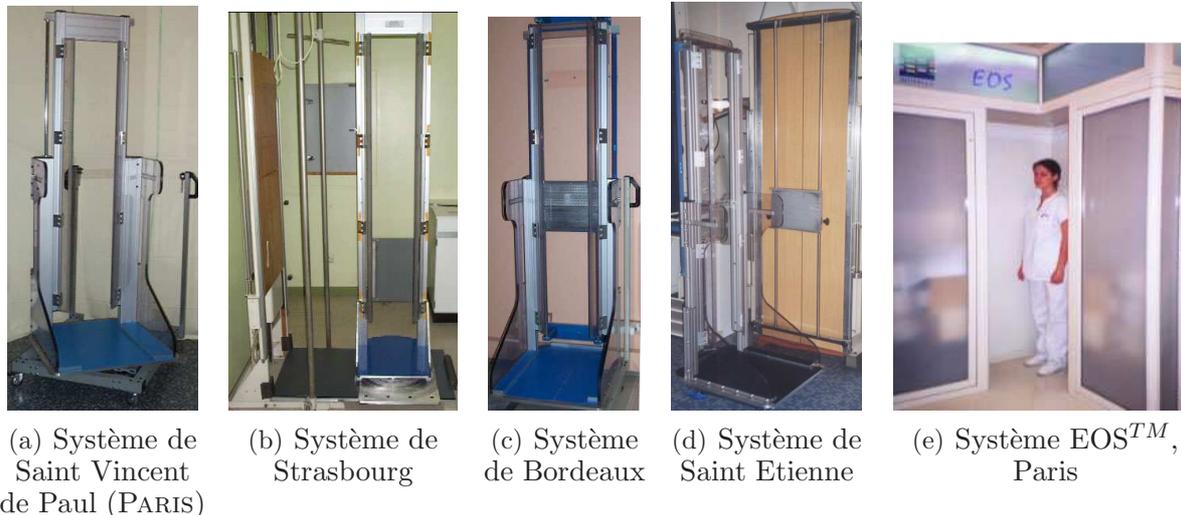


FIG. 2.8 – Les différents systèmes de stéréoradiographie en France

de chaque vertèbre, il est possible de calculer les rotations selon les différents axes de l'espace [Skalli et al. 1995]. La précision de ces mesures a été validé dans différentes études [Brown et al. 1976, Pearcy 1985, Plamondon et al. 1988, Dumas 2001, Dumas et al. 2004], mais leur utilisation dans le domaine clinique reste limitée.

D'autres paramètres 3D sont calculés à partir des reconstructions tridimensionnelles, tels que l'angle de Cobb dans le plan de déformation maximale et les données angulaires concernant ce plan dans l'espace. Quelques études [Delorme et al. 1999, Villemure et al. 1999], ont montré les corrélations existantes entre la mesure de ces paramètres 3D et les paramètres classiques d'observation des scolioses à partir de radiographies conventionnelles. Cependant aucune étude, à notre connaissance, ne relie ces paramètres au risque d'évolution des scolioses et à la prédiction de cette évolution.

2.2.8 ⇒ Les analyses par modélisation mécanique :

Les modélisations mécaniques associées à des scolioses ont concerné deux aspects : d'une part la correction chirurgicale et d'autre part la compréhension et la prédiction de l'évolution des scolioses.

Nous avons distingué deux grands groupes de recherches associées à ces domaines correspondant suivant la méthode de modélisation du rachis :

1- modélisation par corps rigides : les travaux de [Haderspeck & Schultz 1981, Petit et al. 2004] utilisent cette modélisation afin de décrire le comportement du rachis scoliotique complet d'une part, par rapport aux actions musculaires pour [Haderspeck & Schultz 1981], et d'autre part, par rapport aux mouvement de bending permettant l'optimisation des caractéristiques mécaniques d'un rachis donné [Petit et al. 2004]. Ces travaux interviennent dans la compréhension de la scoliose sans s'intéresser aux aspects de prédiction de son évolution.

2- modélisation par éléments finis : trois catégories de travaux sont décrits dans la littérature :

- **les études 2D de compréhension des phénomènes mécaniques :** il s'agit notamment des études de [Meade et al. 1987, Stokes & Gardner-Morse 1991] qui modélisent le rachis soit par une poutre flexible [Meade et al. 1987] soit par une succession de poutres représentant chaque vertèbre [Stokes & Gardner-Morse 1991] soumises à des conditions de flambage. Ces études ont permis de mettre en évidence l'effondrement de ces structures dans des conditions particulières (critère de forme et de charge interne).

- **les études 3D de modélisation des phénomènes de croissance :** il s'agit des études de [Azegami et al. 1998, Villemure et al. 2002, Goto et al. 2003, Villemure et al. 2004], qui cherchent à comprendre et à modéliser les phénomènes de croissance au sein de structures scoliotiques afin de pouvoir observer les éventuelles aggravations entraînées par ce phénomène. Les études de [Azegami et al. 1998, Goto et al. 2003] utilisent un modèle volumique en éléments finis incluant la colonne vertébrale et les côtes.

Les études de [Villemure et al. 2002, Villemure et al. 2004] utilisent une modélisation filaire de la colonne vertébrale seule. Ces études montrent l'interaction entre les phénomènes de croissance segmentaire et l'apparition de déformations globales du rachis sur des configuration standard du rachis (pas de personnalisation par rapport à des patients réels).

- les études 3D de modélisation personnalisée du rachis de patients scoliotiques :

il s'agit de nombreuses études développées au *Laboratoire de Biomécanique* [Portier et al. 1993, Descrimes et al. 1995, Aubin et al. 1995, Lafage et al. 2002]¹. Cette modélisation en éléments finis est décrite plus en détail ci-dessous.

Concernant ces derniers travaux, nous allons détailler ici la modélisation effectuée.

A partir des reconstructions tridimensionnelles décrites précédemment, chaque groupe fonctionnel de la colonne est représenté par un assemblage de poutres, de câbles et de surfaces de contact comme représenté dans la figure 2.9.

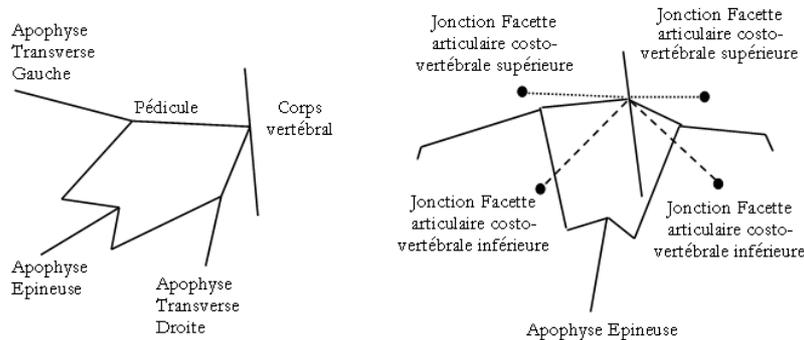


FIG. 2.9 – Modélisation sous ANSYS[®] d'un groupe fonctionnel (d'après [Lafage 2002])

La personnalisation des paramètres géométriques est réalisée à partir des données tridimensionnelles personnalisées du patient. Ce modèle est utilisé dans le cadre de l'aide à la préparation de la chirurgie de la scoliose. Les pièces osseuses et le disque intervertébral ont été modélisés par des poutres droites (BEAM4 dans ANSYS[®]) à deux noeuds possédant 6 degrés de liberté par noeud (3 en rotation et 3 en translation). Ces poutres répondent au critère de Timoshenko et ont un comportement linéaire isotrope. Les entités anatomiques concernées par cette modélisation sont les suivantes : le corps vertébral, les pédicules, l'arc postérieur, l'apophyse épineuse,

1. les études de [Descrimes et al. 1995, Aubin et al. 1995] ont été réalisées en collaboration avec l'école polytechnique de Montréal

les apophyses articulaires, le disque intervertébral.

Les ligaments sont représentés par des éléments câbles (LINK8 dans ANSYS®) à 2 noeuds.

Ligament intertransversaire : point d'insertion aux extrémités des apophyses transverses

Le ligament jaune : point d'insertion de part et d'autre de la base de l'apophyse épineuse

Ligament sur-épineux : point d'insertion à l'extrémité de l'apophyse épineuse

Ligament inter-épineux : point d'insertion à la base de l'apophyse épineuse

Capsule articulaire : points d'insertion aux 4 coins des facettes articulaires

Ligaments ilio-lombaires : de l'os iliaque jusqu'aux apophyses transverses de L4 et L5

Les facettes articulaires sont recouvertes d'éléments coques (SHELL63 dans ANSYS®) ce qui leur assure une certaine rigidité. Ces éléments servent de base à la génération des éléments de contact de type surface-surface (TARGE170 et CONTA173 dans ANSYS®).

Le comportement global de ce modèle est non-linéaire et anisotrope afin de prendre en compte le rôle des parties molles. En effet, la modélisation des capsules articulaires (ligaments et zones de contact) et des ligaments périphériques au rachis permet d'obtenir cette non-linéarité de comportement.

▷ Validation :

La validation de ce modèle a été effectuée dans le cadre de son utilisation pour la chirurgie lors des travaux de recherche de Virginie LAFAGE [Lafage 2002] et Yoann LAFON [Lafon 2002]. Cette validation utilise des données tridimensionnelles du patient en pré-opératoire; on applique à la maquette virtuelle correspondante les différentes charges et déplacements que consti-

tue l'opération chirurgicale et on compare les résultats par rapport à la reconstruction tridimensionnelle du patient après opération. La figure 2.10 montre une modélisation personnalisée d'un rachis sciolotique.

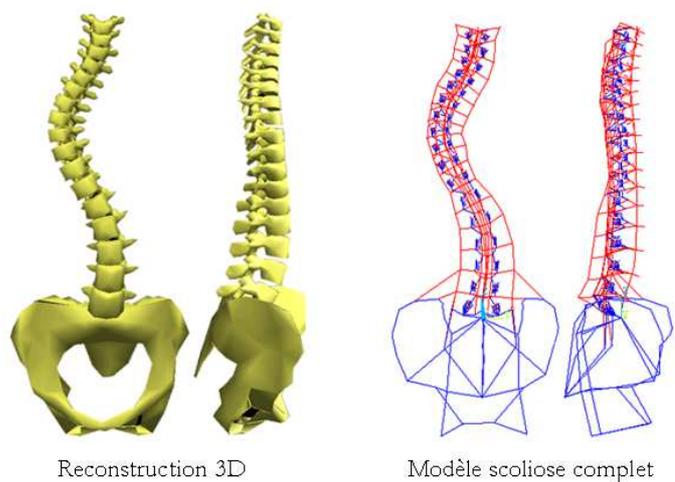


FIG. 2.10 – Modélisation du rachis et du bassin sous ANSYS® (d'après [Lafage 2002])

2.3 L'analyse de l'évolutivité des scolioses idiopathiques

La compréhension de l'étiologie de la scoliose idiopathique a été durant de nombreuses années l'approche la plus utilisée concernant l'analyse de l'évolutivité des scolioses. Ces études consistent, la plupart du temps, à observer la proportion de patients appartenant à des populations importantes, qui ont connu une aggravation de leur scoliose. Ce type d'étude a été décrit par de nombreuses équipes [Laurence & Troisier 1952, James 1954, Mazoyer 1968, Duval-Beaupere 1970, Perdriolle 1979, Enslein & Chan 1987, Byrd 1988, Burwell et al. 1992, Dubousset 1999, Reamy & Slakey 2001] et il serait impossible de toutes les citer ici. Nous nous sommes donc focalisés dans cette partie d'une part aux études de la littérature qui constituent les «références» dans ce domaine, et d'autre part, aux études proposant des moyens concrets de prédiction de l'évolution des courbures scoliotiques.

2.3.1 Les «idées fondamentales» de l'analyse de l'évolutivité des scolioses :

La probabilité de développer une scoliose évolutive a pu être appréciée par BROOKS en 1975 [Brooks et al. 1975]. Sur 3492 enfants examinés lors de visites scolaires, 14% ont des courbures supérieures à 5°. Lors de la surveillance, une amélioration moyenne de 8° est observée dans 22%, une aggravation de 7° survient dans 5% des cas.

Le risque d'aggravation dépend étroitement de l'angulation lors du premier examen. FUSTIER [Fustier 1980] rapporte une série de 81 enfants pré-pubères. Il se produit une progression de plus de 5° dans 56% si l'angulation est située entre 10 et 29°, dans 75% des cas si elle est située entre 20° et 29° et pour 9 enfants sur 11 dont l'angulation est comprise entre 30 et 45°. Pour CLARISSE et STAGNARA [Clarisse 1974], 60% des courbures inférieures à 30° reconnues avant la puberté risquent d'évoluer. Pour LONSTEIN et WINTER [Lonstein & Carlson 1984], toutes les courbures de plus de 25° vues pour la première fois à Risser 0 progresseront et doivent être traitées immédiatement. SALANOVA [Salanova et al. 1996] trouve pour ce même groupe d'enfants un risque d'aggravation de 88.8%.

L'évolution dépend du stade pubertaire de l'enfant. A Risser 0, une aggravation est observée dans 68% des cas, à Risser 1 et 2, il est de 52% et seulement de 18% entre Risser 3 et 4. Le

potentiel d'aggravation est pour BUNNELL [Bunnell 1986] lié au siège de la courbure. Il est de 77% pour les scolioses thoraciques, de 67% pour les thoraco-lombaires, de 30% pour les lombaires et de 66% en cas de scoliose double majeure.

La surveillance avec un long recul de sujets scoliotiques a permis de mettre en évidence la possibilité de poursuites évolutives après la fin de la croissance. WEINSTEIN et PONSETTI [Weinstein 1986] ont revu 102 patients ayant plus de 40 ans de recul. Pour les courbures inférieures à 30° en fin de croissance, il existe une perte angulaire de 2.6° , pour les scolioses thoraciques, de 14° pour les thoraco-lombaires, de 3° pour les doubles majeurs et de 0° pour les lombaires. Pour les scolioses supérieures à 30° , les risques d'aggravation sont respectivement de 19° pour les thoraciques et les thoraco-lombaires, de 15° pour les doubles majeures et de 17° pour les lombaires. Dès que le profil évolutif d'une scoliose a pu être appréhendé, il est capital de débiter un traitement au plus petit angle car l'objectif est de terminer avec une angulation inférieure à 30° pour éviter d'observer une poursuite de l'aggravation à l'âge adulte.

Suite aux nombreuses études de ce type, des outils concrets de prédiction du risque d'aggravation ont été proposés. Nous allons nous intéresser plus particulièrement à ces moyens d'estimation du risque d'aggravation.

2.3.2 Les outils de l'analyse de l'évolutivité des scolioses : généralités

Le tableau de synthèse (tableau 2.1 page 49) présente les différents auteurs qui se sont intéressés à cette question et à leur interaction avec l'analyse clinique. Ce tableau de synthèse ne reprend que les références de travaux proposant un ou des outils de pronostic de l'aggravation de la scoliose idiopathique. En effet, nous ne nous sommes pas intéressés aux multiples études qui ont mis en lumière les paramètres importants mentionnés ci-dessous mais nous retrouvons, évidemment, ces paramètres dans cette synthèse.

Les principaux paramètres qui ont été étudiés jusqu'à aujourd'hui permettant de pronostiquer le risque d'aggravation des scolioses infantiles et adolescentes sont les suivants :

- ▷ **1- l'angle de Cobb :** il est utilisé et corrélé aux autres paramètres dans pratiquement toutes les études sur le sujet.
- ▷ **2- les paramètres de maturation :** ils'agit de plusieurs paramètres combinés :
 - l'âge osseux
 - l'indice de Risser
 - la vitesse de croissance du corps et plus particulièrement du tronc
 - l'âge chronologique permet de relativiser ces différents paramètres aux niveaux psychologique et social du patient
- ▷ **3- la rotation vertébrale axiale :** ce paramètre, observé souvent de manière semi-quantitative, est très utile quant à la caractérisation de la gravité d'une scoliose. Cependant, au vu des précisions de mesure sur cet élément décrites précédemment, les cliniciens le prennent en compte dans leur diagnostic souvent de manière qualitative ce qui ne permet pas toujours de conclure quant à l'évolutivité de la scoliose observée.
- ▷ **4- la topologie de la scoliose :** de nombreuses études se basent sur le classement topologique des scolioses pour conclure quant aux risques d'aggravation [King et al. 1983, Lenke et al. 2003]. Cependant, les observations faites par rapport au risque d'aggravation sont souvent générales et ne permettent pas toujours de conclure de manière individuelle.
- ▷ **5- l'âge de la découverte de la scoliose :** d'après [Cotrel et al. 1965, Duval-Beaupere 1970], ce paramètre permet d'intégrer le potentiel de croissance de chaque patient. C'est un

paramètre important pour l'évaluation des risques d'aggravation de la scoliose puisqu'il relie le potentiel de croissance au risque évolutif. Cependant, pour les scolioses idiopathiques des préadolescents ayant des courbures modérées, ces critères ne permettent pas d'identifier leur risque d'aggravation.

Le tableau de synthèse (tableau 2.1) présente la synthèse des principales études.

2.3 L'analyse de l'évolutivité des scolioses idiopathiques

Auteurs	Nb de Patients	Paramètres cliniques	Paramètres radiologiques	Paramètres de maturation	Autres paramètres	Facteurs de pronostic élaborés	Validité de l'outil	Critères d'inclusion
Duval-Beaupère 1970 Duval-Beaupère 1982 Duval-Beaupère 1988	Non décrit		- angle de Cobb debout - angle de Cobb couché - topologie des courbures - coefficient d'évolution de l'angle de Cobb	stades de maturation** obtenus à partir de : - indice de Risser - caractères sexuels secondaires - age osseux	- age de détection *	Description graphique de l'angle de Cobb en fonction de l'age chronologique : définition de 3 phases linéaires d'évolution, du point P** et du point R**. Observations du taux d'évolution dans chaque phase : p1 et p2** et de leur relation.	Non documentée	Non documentés
Graf et al. 1983	30		- rotation axiale de la vertèbre apicale		Reconstructions 3D à partir d'une table à digitaliser	définition de 6 groupes selon la topographie 3D observé. (méthode graphique)	Non documentée	- scolioses infantiles
Lonstein et Carlson 1984	727 (575 F 152 G)	- taille debout	- angle de Cobb - facteur d'Harrington * - topologie des courbures *	- indice de Risser - date des règles chez la fille *	- age de détection * - age chronologique	Facteur de progression associé au risque d'aggravation (Abaques) utilisant : - l'angle de Cobb debout - l'indice de Risser - l'age chronologique	Non documentée	- suivi moyen de 5 ans - courbures de 5° à 29°
Perdriolle & Vidal 1985	221		- angle de Cobb - rotation spécifique de la vertèbre limite supérieure - rotation axiale de la vertèbre apicale - topologie des courbures *	- indice de Risser - caractères sexuels secondaires *	- age chronologique *	Logigrammes utilisant : - l'angle de Cobb - l'indice de Risser - la rotation axiale de la vertèbre apicale - la rotation spécifique de la vertèbre limite supérieure - le type de courbure et permettant de prédire la valeur de l'angle de Cobb à la fin de la maturité osseuse.	Non documentée	- patients de 2 ans et plus - scolioses thoraciques et thoraco-lombaires
Yamauchi et al. 1988	122 (122 F)		- niveau vertébral de la vertèbre apicale (2) - angle de Cobb debout (3) - rotation axiale la vertèbre apicale (en %) (4) - déviation latérale de la vertèbre apicale (5) - différence d'inclinaison entre les vertèbres limites (6) - index des disques** (7) - Correction de Risser** (8) - facteur de Harrington** (9) - déviation latérale de T1 (10) - angle de Mehta** (12)	- indice de Risser (11)	- age chronologique (1)	Regression linéaire donnant la valeur de la progression de l'angle de Cobb jusqu'à la fin de la maturité osseuse. Cette équation utilise : - l' angle de Cobb debout et couché - la rotation axiale de la vertèbre - la déviation latérale de la vertèbre apicale - l'indice de Risser	Sur une sélection de 73 patients, l'erreur de prédiction de l'angle de Cobb est estimée à +/- 10°.	- suivi entre 2 et 17 ans
Peterson et Nachemson 1995	159 (159 F)	- gibbosités (scoliomètre) - gîte frontale - augmentation de la taille au cours de la première année d'observation	- angle de Cobb - rotation axiale de la vertèbre apicale * - topologie des courbures * - niveau de la vertèbre apicale - angle de cyphose	- indice de Risser - age osseux* - caractères sexuels secondaires* - date des premières règles*	- age chronologique	Logigramme et équation faisant intervenir : - l'indice de Risser - le niveau de la vertèbre apicale - l'age chronologique - la gîte frontale Calcul de la probabilité que l'angle de Cobb augmente de plus de 6°	concordance dans près de 80% des cas. (critères d'inclusion très restreints)	- scoliose thoracique ou thoraco-lombaire à simple courbure - vertèbre apicale entre T8 et L1 - courbure comprenant au moins 5 vertèbres - courbure initiale entre 25° et 35° - age moyen 13 ans (de 10 à 15)
Kohashi et al. 1996	51 (48 F 3 G)		- angle de Cobb debout * - topologie des courbures *	- indice de Risser * - age chronologique *	- Reconstructions 3D à partir de CT scan (vue de dessus) - définition de 4 paramètres : 1- la largeur frontale** 2- la largeur sagittale** 3- le vecteur thoracique** 4- le vecteur lombaire**	Répartition des patients en 2 x 5 groupes par rapport aux 4 critères utilisés : - largeur frontale - largeur sagittale - vecteurs de la courbure thoracique - vecteur de la courbure lombaire Comparaison entre cette classification et l'évolution des patients jusqu'à maturité osseuse.	- 80 % (20/24) des patients non évolutifs sont classés dans les groupes 1 et 2. - 80% (8/10) des patients évolutifs sont classés dans les groupe 4 et 5.	- age de 6 à 16 ans - critères d'inclusion : 1- courbures thoraciques ou mixtes 2- suivi jusqu'à maturation osseuse 3- Risser ≤ 3 (au premier examen).
Duval-Beaupère 1996	326	- gibbosités (en mm)	- angle de Cobb debout - angle de Cobb couché - topologie des courbures - coefficient d'évolution de l'angle de Cobb	6 stades de maturation** obtenus à partir de : - indice de Risser - paramètres sexuels secondaires - age osseux	- age de détection *	Pour des scolioses d'angle inférieur à 30°, définition de valeurs seuils de 3 paramètres: - l'angle de Cobb debout et couché - les valeurs des gibbosités (en mm) suivant les différents stades de maturation et suivant les différents types de courbure.	Non documentée	- 326 patients - surveillance entre 6 et plusieurs années
Sapkas et al. 2003	291 (244 F 47 G)	- taille debout (en cm) - gibbosités (Scoliomètre)	- angle de Cobb - rotation axiale de la vertèbre apicale * - topologie des courbures *	- age chronologique - age osseux	- age chronologique *	Equations de corrélation entre les paramètres cliniques : - valeur donnée par le scoliomètre - taille debout (en cm) permettant de calculer selon la courbure une prédiction de la valeur de l'angle de Cobb à la fin de la maturité osseuse.	- pour les thoraciques (117) : erreur estimée à 31,6% - pour les thoraco-lombaires (142) : erreur estimée à 43,37% - pour les lombaires (32) : erreur estimée à 18,5%	- 291 patients (244 filles et 47 garçons) - de 5 à 17 ans - courbure simple

* ce paramètre est mesuré mais il n'est pas pris en compte dans l'outil de prédiction de l'évolution de la scoliose

** ce paramètre est détaillé dans le corps du texte

TAB. 2.1 - Synthèse des principaux auteurs qui ont proposé un outil d'évaluation du risque d'aggravation chez des patients scoliotiques

2.3.3 Les outils de l'analyse de l'évolutivité des scolioses : les méthodes graphiques

Ce sont les plus anciennes mais elles sont les plus utilisées en clinique courante. Elles sont à l'initiative des autres études car ce sont les premières à avoir identifié tous les paramètres intervenant dans le pronostic d'aggravation.

[Duval-Beaupere 1970, Lonstein & Carlson 1984] ont participé très activement à l'élaboration de ces méthodes.

⇒ Pour [Duval-Beaupere 1970, Duval-Beaupere 1982, Duval-Beaupere 1988] : elle propose d'utiliser deux éléments essentiels :

▷ **1- des stades de maturation [Duval-Beaupere 1970]** ces repères sont basés sur l'interprétation des paramètres de maturation, notamment du signe de Risser, des signes sexuels externes (ou paramètres sexuels secondaires), de la croissance résiduelle estimée à partir de l'observation des courbes de croissance, des dates des premières règles chez la fille et de l'âge osseux. Elle définit ces stades de la manière suivante :

Stade I : aucun signe extérieur de puberté

Stade II : seuls les premiers signes sexuels apparaissent

Stade III : depuis les premiers signes sexuels jusqu'aux premières règles

Stade IV : des premières règles jusqu'à un indice de Risser de 1

Stade V : indice de Risser compris entre 1 et 3

Stade VI : indice de Risser compris entre 4 et 5

▷ **2- le graphe de l'évolution de la courbure du patient :** l'observation de centaines de cas (le nombre n'est pas précisé dans ces références), lui permet de proposer de surveiller chaque patient scoliotique à l'aide d'un graphe mettant en relation :

- l'inflexion scoliotique (même si cela n'est pas précisé dans les articles, il s'agit probablement de l'angle de Cobb)
- l'âge chronologique du patient
- l'accroissement annuel (de manière indicative)

Sur ce graphe individuel, 3 parties *linéaires* sont définies correspondant à 3 phases de

croissance distinctes :

1 - avant le point P : il s'agit d'une phase de croissance lente ou l'angle de Cobb évolue de manière régulière mais avec un taux d'évolution p_1 modéré. D'après [Duval-Beaupere 1988], «le point P correspond cliniquement au tout premier signe de maturation pubertaire : les stades S2, P2, T2 de la cotation internationale pour les seins, la pilosité pubienne et les testicules.»

2- entre le point P et le point R : il s'agit d'une phase de croissance rapide avec un taux d'évolution de l'angle de Cobb p_2 important. Le Point R représente d'après [Duval-Beaupere 1988] «l'accès à la maturité que confirme le test de Risser positif».

3- après le point R il s'agit d'une période de croissance

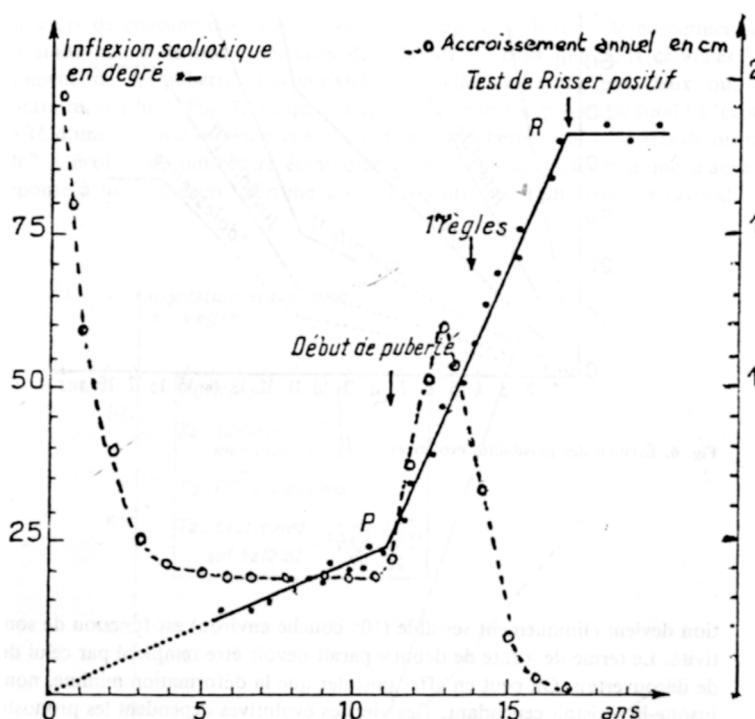


FIG. 2.11 – Diagramme des lois d'évolution des scolioses selon Mme Duval-beaupère (d'après [Duval-Beaupere 1988])

Concernant l'estimation du risque évolutif, elle décrit en 1970, [Duval-Beaupere 1970], trois observations :

- « plus p_1 est grand, plus p_2 sera grand »
- p_2 est égal à « au moins $5 \times p_1$ dans la moitié des cas »

- « plus P est précoce, plus PR sera long »

Enfin, dans les discussions associées à ces articles notamment en 1988 [Duval-Beaupere 1988], elle insiste sur le fait que « ce point p se situe à un âge variable d'un sujet à l'autre, car il respecte la dispersion physiologique des âges en début de puberté, en moyenne 11 ans chez la jeune fille et 12 ans 1/2 chez le garçon » (voir figure 2.12) Malgré tout, cette méthode est

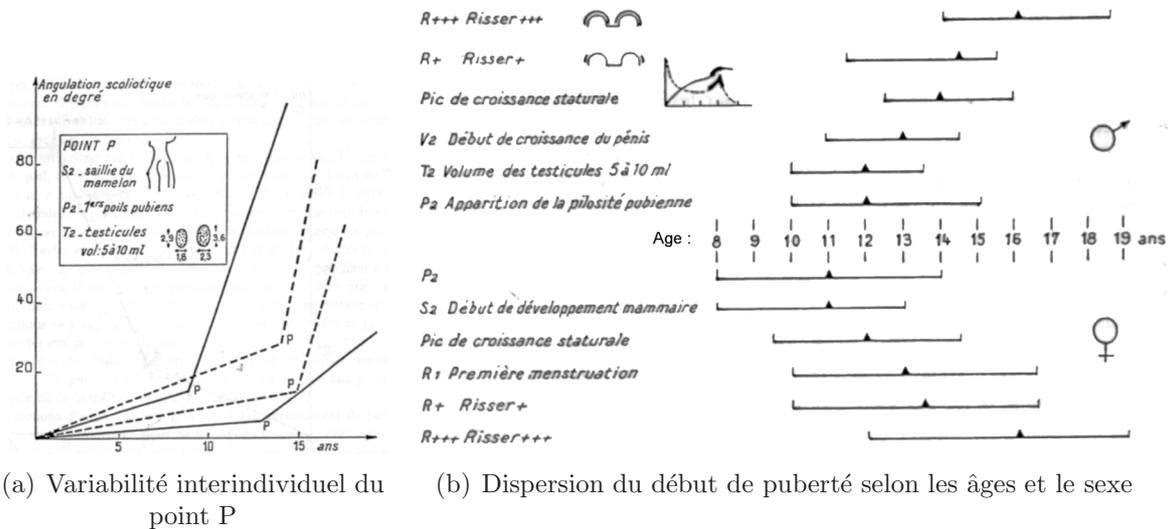


FIG. 2.12 – Variabilité de l'apparition du point P (d'après [Duval-Beaupere 1988])

souvent appliquée, notamment dans les services de rééducation, car c'est un moyen simple et efficace d'identifier le risque d'aggravation d'un patient sciotique.

En 1985, [Duval-Beaupere & Lamireau 1985] propose d'utiliser des équations reliant le taux d'évolution (E) et les paramètres suivants :

- l'angle de Cobb couché (AC)
- la valeur de gibbosité (G en mm)
- le stade de maturation (M)

Ces équations sont décrites pour différentes courbures sciotiques :

- pour les scolioses thoraciques :

$$E = 0.246 AC - 1.571 M + 0.061 G + 6.139$$

- pour les scolioses thoraco-lombaires :

$$E = 0.156 G - 0.955 M + 0.097 AC + 4.605$$

- pour les scoliose lombaires :

$$E = 0.321 AC - 1.896 M + 0.047 G + 7.334$$

D'après cette même étude, les vérifications individuelles (dont les détails ne sont pas précisés) faites à partir de ces équations ont montré que ces équations sont moins fiables que par méthode graphique.

Enfin, en 1996, dans une étude sur 326 patients, [Duval-Beaupere 1996] propose pour ces scoliose dont l'angle de Cobb au moment de la détection est inférieur à 30°, des valeurs seuils de 3 paramètres :

- l'angle de Cobb couché
- l'angle de Cobb debout
- la valeur de gibbosité en mm

suivant les stades de maturation et les topologies des courbures.

Dans la discussion associée à cet article [Duval-Beaupere 1996] précise que certains cas, qui avaient des valeurs de paramètres inférieures aux valeurs seuils, ont tout de même évolué de manière importante et que le couplage entre ces valeurs et le graphe permet d'assurer la surveillance de ces scoliose.

⇒ Pour [Lonstein & Carlson 1984] :

A partir de l'observation à long terme (suivi moyen de 5 ans) de 727 patients scoliotiques, cet auteur propose un graphe général de correspondance entre une situation actuelle et une évolution probable de l'angle de Cobb. La population visée correspond effectivement à une population à risque car il s'agit de patients dont la scoliose présente un angle de Cobb modéré (entre 20° et 30°). Les critères considérés dans la situation actuelle du patient sont :

- **l'angle de Cobb** : mesuré selon la méthode classique de Cobb à partir de la radiographie frontale du patient lors de l'examen.
- **l'indice de Risser** : suivant la valeur (0,1,2,3,4 ou 5), la correspondance des courbes est différentes. La probabilité d'évolution est d'autant plus forte que le signe de Risser est faible.

- **l'âge chronologique** : c'est l'âge lors de l'examen clinique du patient. De la même manière que pour le signe de Risser, plus le patient est jeune plus le risque d'évolution est grand.

A partir de ces paramètres, il a défini un « facteur de progression » tel que :

$$F = \frac{\text{angle de Cobb} - 3 \times \text{indice de Risser}}{\text{âge chronologique}}$$

La correspondance entre ce paramètre et le pourcentage de progression est indiqué sur la figure 2.13. Pour un F de 1.6 cela équivaut à un pourcentage d'évolution de 50%.

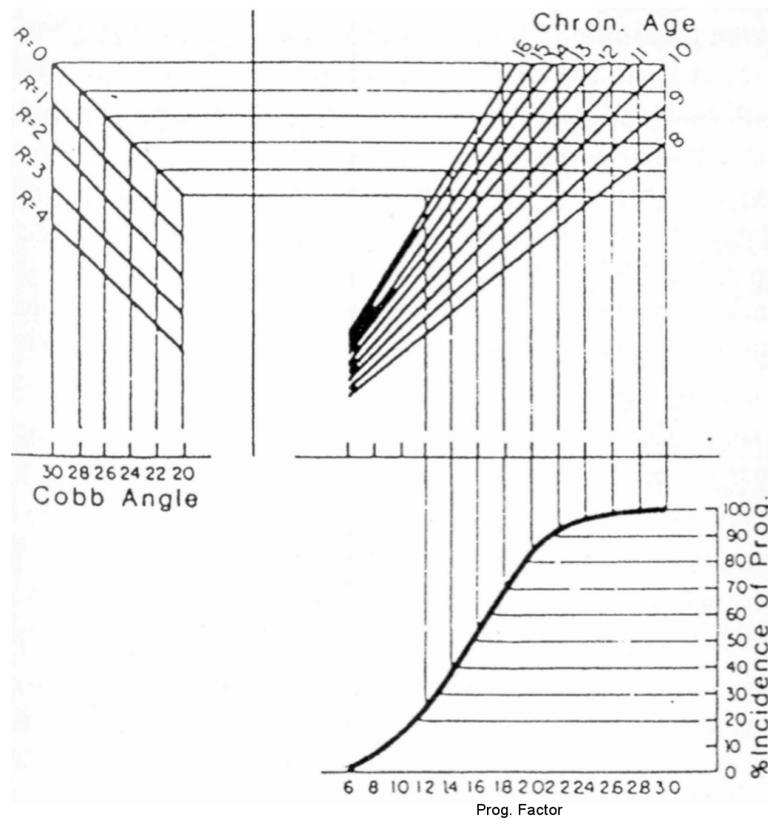


FIG. 2.13 – Graphe de Lonstein (d'après [Lonstein & Carlson 1984])

Ces deux outils sont les plus fréquemment utilisés en pratique clinique courante car couplés aux « idées générales » sur la scoliose, ils permettent de prévoir le risque d'évolution des scolioses les plus sensibles, c'est à dire pour les scolioses d'angle proche de 30°. Cependant ils ne répondent pas à toutes les situations notamment pour le graphe de Lonstein qui correspond à des angulations de 20° à 30°. Pour de petits angles, Mme Duval Beaupère a classifié les seuils de valeurs de l'angle de Cobb couché et debout mais aussi des gibbosités suivant les différents stades de maturation et les différentes topologies de courbure des patients [Duval-Beaupere 1996].

2.3.4 Les outils de l'analyse de l'évolutivité des scolioses : les méthodes numériques

D'autres auteurs [Perdriolle & Vidal 1985, Yamauchi et al. 1988, Peterson & Nachemson 1995, Sapkas et al. 2003], proposent des outils numériques de « calcul prédictif » s'appuyant sur certains paramètres qui sont liés au risque d'aggravation du patient à un instant donné.

⇒ **Pour [Perdriolle & Vidal 1985] :**

il propose un algorithme permettant de prévoir l'évolution de l'angle de Cobb du patient suivant certains seuils de départ de paramètres tels que l'angle de Cobb, le signe de Risser, la rotation spécifique au niveau de la vertèbre limite supérieure (il s'agit de la somme des rotations intervertébrales axiales (RA) des vertèbres sus et sous-jacentes à la vertèbre limite supérieure de la courbure), la rotation axiale de la vertèbre apicale et la topologie de la scoliose selon les âges de détection de la scoliose.

Cette étude s'est focalisée sur deux types de scolioses : les scolioses thoraciques et les scolioses thoraco-lombaires. Les résultats obtenus mettent en relief les interactions entre les paramètres de maturation et les paramètres liés à la géométrie de la colonne scoliotique. Cette étude concerne une population qui a été suivie dès le plus jeune âge jusqu'à maturité osseuse et concerne de manière indifférenciée plusieurs types différents de scolioses [Cotrel et al. 1965]. Pour les scolioses découvertes entre 6 et l'âge du début de la puberté, il propose un logigramme basé sur les valeurs de rotation vertébrale axiale et de l'angle de Cobb. Ce logigramme précise plusieurs cas :

si la RA est supérieure à 15° avant P3 ou P4 : l'angle de Cobb risque d'évoluer vers des valeurs supérieures à 90°.

si la RA est inférieure à 15° :

- **RA entre 10 et 15° :** l'angle de Cobb risque d'évoluer vers des valeurs comprises entre 70 et 90°.
- **RA entre 5 et 10° :** l'angle de Cobb risque d'évoluer vers des valeurs comprises entre 40 et 70°.
- **RA inférieure à 5° :** l'angle de Cobb risque d'évoluer vers des valeurs inférieures à 40°.

La validation de cette étude n'est pas documentée.

⇒ Pour [Yamauchi et al. 1988] :

A partir de l'observation, durant au moins 2 ans, de 122 patientes dont l'angle de Cobb variait de 20° à 45° au premier examen, il propose une équation utilisant 5 paramètres parmi 12 paramètres analysés, afin d'évaluer la progression en degrés de l'angle de Cobb pour chaque patient. L'équation permettant de calculer cet progression est :

$$Y = 7.7 + 0.132 X_1 + 0.286 X_2 - 0.258 X_3 - 0.295 X_4 - 1.620 X_5$$

avec :

Y = progression prédite de l'angle de Cobb

X_1 = angle de Cobb debout (en degrés)

X_2 = rotation de la vertèbre apicale (en %)

X_3 = déviation latérale de la vertèbre apicale (en mm)

X_4 = paramètre de correction de Risser [Risser & Norquist 1958] : $3 \times (Cobb_{debout} - Cobb_{couché})$

X_5 = indice de Risser +1, correspondant à la maturation des crêtes iliaques

Sur une sélection de 73 patients (dont il disposait de la radiographie frontal couché) de la population étudiée, l'erreur estimée sur Y est de l'ordre de $\pm 10^\circ$.

⇒ Pour [Peterson & Nachemson 1995] :

il propose une interprétation binaire de 4 paramètres cliniques et radiologiques parmi les 11 décrits dans cet article (tableau 2.2).

Paramètres	valeur binaire =1	valeur binaire =0
1- âge chronologique (AC)	$AC \leq 13$ ans	$AC > 13$ ans
2- âge osseux (AO)	$AO \leq 13$ ans	$AO > 13$ ans
3- Niveau de la vertèbre apicale (NA)	entre T8 et T11	entre T12 et L1
4- Angle de Cobb	entre 30 et 35°	entre 25 et 29°
5- Signe de Risser	Risser 0 ou 1	Risser 2 à 5
6- Règles	absence	présence
7- gîte frontale (GF)	$GF > 10$ mm	$GF \leq 10$ mm
8- Augmentation de la taille en 1 an (AT)	$AT < 30$ mm	$AT \geq 30$ mm
9- gibbosité (Gibb)	$Gibb \leq 7^\circ$	$Gibb > 7^\circ$
10- Valeur de la cyphose	cyphose $< 21^\circ$	cyphose $\geq 21^\circ$
11- grade de rotation de la vertèbre apicale (GR) (selon [Nash & Moe 1969])	GR = 2,3 ou 4	GR = 0 ou 1

TAB. 2.2 – Interprétation binaire des paramètres mesurés d'après [Peterson & Nachemson 1995]

Cette étude met en relief l'utilisation de 4 de ces paramètres pour déterminer la probabilité d'avoir une progression de plus de 6° de la scoliose par une équation :

$$\text{logit}(P) = \ln\left(\frac{P}{1-P}\right) = -3.61 + 2.33 \text{ Risser} + 2.35 \text{ NA} + 0.80 \text{ AC} - 0.85 \text{ GF}$$

A l'aide de cette équation, le pronostic de l'évolution des scolioses étudiées dans cet article est de 81%. Cependant, cette étude ne s'intéresse qu'à une population de jeunes filles ayant des scolioses à simple courbure dont la valeur de l'angle de Cobb au premier examen est compris entre 25° et 35°. Cela ne permet pas de conclure sur l'ensemble de la population touchée par la scoliose idiopathique.

⇒ **Pour [Sapkas et al. 2003] :**

il propose une équation reliant, suivant la topologie de la scoliose, la valeur pronostiquée de l'angle de Cobb (C) et seulement 2 autres paramètres :

- la valeur donnée par un scoliomètre lors de la mesure de la gibbosité (S)
- la taille debout du patient (H)

Ces équations sont :

pour les scolioses thoraciques (117 cas étudiés) : $C = 20.461 + 0.13 S^2$,

l'erreur estimée sur ce paramètre est de 31.6%

pour les scolioses thoraco-lombaires (142 cas étudiés) : $C = 16.498 + 0.117 S^2$,

l'erreur estimée sur ce paramètre est de 43.4%

pour les scolioses lombaires (32 cas étudiés) : $C = 70.46 - 0.639 H + 5.707 S$,

l'erreur estimée sur ce paramètre est de 18.5%

L'erreur globale de classification estimée, à partir de cette méthode, est de 6.25% pour des valeurs de scoliomètre entre 7° et 12°.

2.3.5 Les outils de l'analyse de l'évolutivité des scolioses : Les méthodes basées sur la vue de dessus

Certaines équipes [Graf et al. 1983, Kohashi et al. 1996], se sont intéressées aux aspects tridimensionnels de la colonne du patient en projection sur un plan horizontal.

Dans chacune de ces études, cette méthodologie a permis d'identifier des groupes de patients et de les classer selon leur risque d'évolution.

⇒ **Pour [Graf et al. 1983] :**

cette étude n'a porté que sur des scolioses dites « infantiles » (âge <5 ans), ce qui ne permet pas vraiment de conclure pour la cohorte de patients adolescents où les risques d'évolution sont plus difficiles à évaluer. Cependant il s'agit d'une des premières études mettant en avant le besoin de visualisation tridimensionnelle de la scoliose pour mieux comprendre son évolution. Cette méthode reste malgré tout qualitative et ne permet pas d'identification individuelle du risque d'aggravation.

⇒ **Pour [Kohashi et al. 1996] :**

les observations faites sur 24 patients non-traités et sur 27 patients traités par corset ont permis de définir des groupes associés aux risques évolutifs des scolioses selon 4 paramètres (voir figure 2.14) :

- 1- la largeur frontale (LF) :** il s'agit de mesurer l'amplitude dans le plan frontal de la projection horizontale des centres des corps vertébraux.
- 2- la largeur sagittale (LS) :** il s'agit de mesurer l'amplitude dans le plan sagittal de la projection horizontal des centres des corps vertébraux.
- 3- le vecteur de la courbure thoracique :** il s'agit du vecteur qui positionne dans le plan horizontal le point de déviation maximale par rapport à l'axe de la colonne (T1-S1) au niveau de la courbure thoracique. Ce vecteur est identifié par l'angle entre le plan sagittal et ce vecteur (A°).
- 4- le vecteur de la courbure lombaire :** il s'agit du vecteur qui positionne dans le plan horizontal le point de déviation maximale par rapport à l'axe de la colonne (T1-S1) au

niveau de la courbure lombaire. Ce vecteur est identifié par l'angle entre le plan sagittal et ce vecteur (B°).

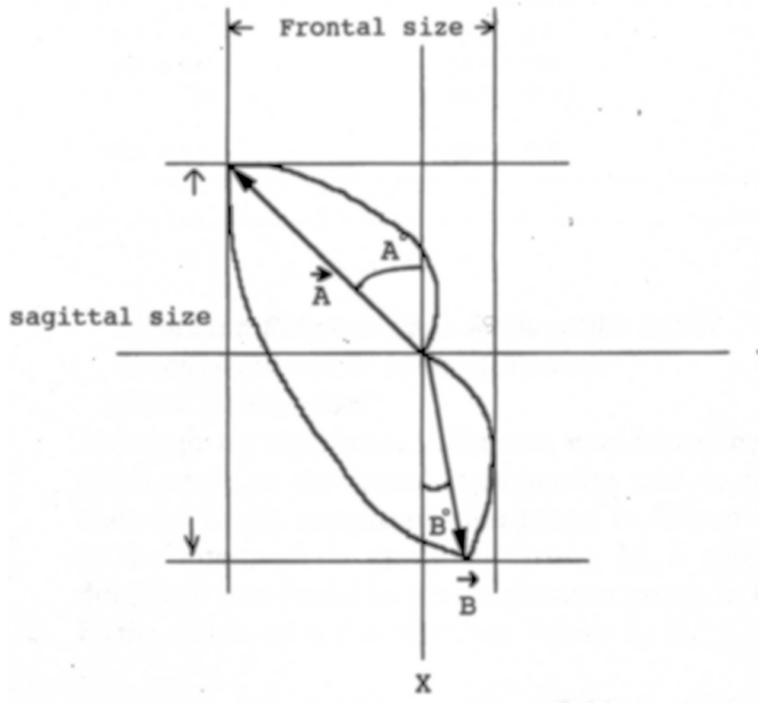


FIG. 2.14 – représentation de la vue de dessus (d'après [Kohashi et al. 1996])

Les seuils standards associés à ces paramètres sont les suivant :

- le rapport entre LF et LS doit être inférieur à 1.
- $A^\circ < 45^\circ$
- $B^\circ < 45^\circ$
- $|A^\circ - B^\circ| < 45^\circ$

Il définit alors 5 groupes :

- groupe 1** : tous les facteurs observés sont inférieurs ou égaux au critères standards
- groupe 2** : 3 facteurs sont inférieurs ou égaux aux seuils standards
- groupe 3** : 2 facteurs sont inférieurs ou égaux aux seuils standards
- groupe 4** : 1 facteur seulement est inférieur ou égal aux seuils standards
- groupe 5** : aucun facteurs ne correspondent avec les seuils standards

Ces groupes sont créés pour chaque population étudiée (population des patients non traités et population des patients traités orthopédiquement) soit 10 groupes au total.

L'observation de la corrélation entre ces groupes et l'évolution observée des patients leur permet de vérifier leurs critères.

Le critère de progression est le suivant :

- **pour des scolioses dont l'angle au premier examen est inférieur à 19°** ils estiment qu'il y a progression s'ils observent une augmentation de l'angle de Cobb de plus de 10°.
- **pour des scolioses dont l'angle de Cobb au premier examen est supérieur à 20° :** ils considèrent qu'il y a progression si l'angle de Cobb augmente de 5°.

Pour 20 patients parmi 24 (80%), leur non progression est corrélée à leur appartenance au groupe 1 ou 2.

Pour 8 patients parmi 10 (80%), leur progression est corrélée à leur appartenance au groupe 4 ou 5.

Les détails des résultats concernant les autres patients ne sont pas documentés, ce qui ne permet pas de conclure totalement sur la validité de leur système.

Conclusion sur la première partie

La terminologie associée à la scoliose a été documentée dans plusieurs articles [Goldstein & Waugh 1973, Stokes 1994, Cottalorda & Kohler 1997], et nous en avons rappelé dans cette partie les principales notions.

Les moyens de dépistage de la scoliose sont simples : une consultation médicale où le médecin demande au patient de se pencher en avant, jambes tendues permet d'observer les gibbosités qui sont souvent les premiers signes extérieurs de la scoliose. Ensuite des examens cliniques et radiologiques permettent d'identifier s'il s'agit d'une scoliose idiopathique ou d'autre type.

Une fois la scoliose idiopathique repérée, chaque clinicien met en oeuvre tous les moyens de surveillance dont il dispose afin d'évaluer le plus tôt possible un éventuel risque d'évolution spontanée de la scoliose.

Au regard de l'analyse de la littérature, nous avons pu identifier quelques paramètres fondamentaux de la prédiction de l'aggravation de la scoliose idiopathique : de nombreux auteurs observent en effet l'angle de Cobb de la courbure principale, la rotation axiale de la vertèbre apicale. Enfin, [Perdriolle & Vidal 1985] prend en compte la réduction de la cyphose locale et les rotations spécifiques sus-jacentes à la courbure principale. Ces paramètres sont intégrés directement ou indirectement dans l'analyse du patient, par le clinicien, grâce à des moyens graphiques ou numériques. Cependant, ces moyens d'observation et d'identification du risque d'aggravation des scolioses idiopathiques modérées ne sont pas systématiquement utilisés en clinique courante. Enfin, nous avons pu voir que les outils complémentaires d'analyse de la

scoliose ne sont pas intégrés à l'heure actuelle dans ce processus d'identification.

Notre objectif a été de mettre en place dans une étude clinique prospective multicentrique et d'évaluer la pertinence de trois de ces outils spécifiques :

- une analyse de la posture et des mobilités
- une reconstruction 3D du rachis et du bassin à partir de la stéréoradiographie
- un modèle en éléments finis personnalisé

Nous avons, dans un premier temps, adapté et mis en oeuvre, dans différents sites cliniques, ces outils et nous avons analysé les résultats de l'ensemble des données recueillies au regard des données cliniques collectées.

Le chapitre suivant décrit précisément ces différentes étapes :

1. le recrutement des patients,
2. la mise en place des ces examens complémentaires,
3. les analyses qui ont été faites à partir de ces données.

Deuxième partie

TRAVAIL PERSONNEL

**Analyses d'une population de patients
scoliotiques modérés**

3

MATERIEL ET METHODE

Sommaire

3.1 Patients analysés	68
3.1.1 Critère d'inclusion :	68
3.1.2 Les différents sites cliniques:	68
3.1.3 Données globales sur les patients FASI:	69
3.2 Les différents examens réalisés	70
3.2.1 Collecte des informations issues de l'examen clinique:	70
3.2.2 Mesure de la géométrie 3D du patient : la stéréoradiographie . . .	73
3.2.3 Analyse des appuis plantaires et de la ligne de gravité	76
3.2.4 Analyses de la posture et des mobilités	80
3.3 Les analyses de données réalisées	85
3.3.1 Populations de référence:	85
3.3.2 Analyses par simulation en éléments finis	86
3.3.3 Constitution d'une base de données:	88
3.3.4 Analyses statistiques descriptives	89
3.3.5 Analyses statistiques multifactorielles	89

3.1 Patients analysés

Afin de rechercher les tableaux cliniques et biomécaniques associés au risque d'aggravation des scoliose idiopathiques, nous avons entrepris une analyse prospective sur plusieurs populations de sujets scoliotiques dans plusieurs sites en France.

Nous présentons dans cette partie les différents sites cliniques impliqués dans ce projet de recherche et le recrutement qui a été effectué dans chacun d'eux.

3.1.1 Critère d'inclusion :

En raison de la difficulté d'un consensus sur une définition précise de la scoliose idiopathique, nous avons retenu le critère d'inclusion suivant :

le clinicien considère qu'il s'agit d'une scoliose idiopathique, chez un patient en cours de croissance, et il décide de surveiller sans traiter. Les critères d'exclusion sont la fin de la maturation osseuse ou la décision de traitement par corset.

Dans la suite du document, les scoliose idiopathiques modérées qui ont été observées dans le cadre de cette recherche seront nommées les patients « FASI », provenant de l'abréviation de « Facteurs d'Aggravation des Scolioses Idiopathiques ».

3.1.2 Les différents sites cliniques :

Quatre sites cliniques en FRANCE ont participé au recrutement des patients.

▷ site de Paris :

Dans le cadre d'une collaboration du laboratoire avec l'hôpital de Saint Vincent de Paul, 10 patients ont été incorporés au cours des 3 années de recherche. Le Docteur ZELLER et le professeur DUBOUSSET, ainsi que l'ensemble du service radiologique de cet hôpital, ont été les participants actifs à cette étude.

▷ site de Toulouse :

Depuis juin 2002, au sein du service du Pr. J. Sales de Gauzy, avec la collaboration du Dr. P.

Violas, 3 campagnes de mesures ont pu être organisées, permettant l'acquisition et le suivi des données pour 15 patients.

▷ site de Bordeaux :

Durant la dernière année du projet, un chirurgien, le Dr. O. Gille, s'est impliqué dans le recrutement de patients scoliotiques dans le service du Professeur J.M. Vital au sein de l'hôpital Tripode à Bordeaux. Durant cette année, 13 patients ont pu être intégrés à la cohorte des patients FASI.

▷ site de St Etienne :

Depuis le mois de juillet 2001, l'équipe du Docteur B. Mouilleseaux, représentée principalement par les docteurs E. Ebermeyer et I. Courtois, a permis l'acquisition de données et le suivi de 34 patients.

Pour ces patients, l'acquisition des stéréoradiographies, couplée aux mesures d'appuis plantaires et les mesures de posture et de mobilité ont été réalisées.

3.1.3 Données globales sur les patients FASI :

Les données concernant ces 72 patients (14 garçons, 58 filles) sont les suivantes :

Les courbures sont respectivement thoraciques (3 patients), thoraco-lombaires (47 patients), lombaires (4 patients) et doubles majeures pour 18 patients. L'âge moyen est de 12 ans (compris entre 7 et 19 ans). Le poids moyen est de 40 kg (de 20 à 60) et la taille moyenne de 1,50 m (de 1,21 à 1,80).

Parmi les 72 patients, 6 sont sortis du protocole après décision de traitement par corset.

3.2 Les différents examens réalisés

3.2.1 Collecte des informations issues de l'examen clinique :

Durant les 6 premiers mois, une première phase d'analyse en milieu clinique, en partenariat avec le Dr. C. Marty, à l'hôpital Raymond Poincaré de Garches, et une collaboration avec un groupe de cliniciens experts² ont permis de mettre en place une « fiche patient » pour le projet FASI, basée sur l'ensemble des données mentionnées dans l'analyse de la littérature concernant l'analyse de la scoliose. Bien sûr, seules les informations des examens « classiques » ont été prises en compte dans l'élaboration de cette fiche. De plus, elle a été élaborée en s'appuyant sur la « fiche RACHIS » proposée depuis 1991 par le GES. Enfin, le but de cette fiche est d'atteindre deux objectifs complémentaires :

1- uniformiser les données au sein des différentes équipes : cette « fiche clinique » synthétise, en effet, l'ensemble des paramètres cliniques que nous voulions collecter pour les patients.

2- résumer l'essentiel sur une page recto-verso : ce qui a permis de simplifier la prise d'informations pour les cliniciens durant les consultations.

L'ensemble des données recueillies sur cette fiche clinique a été transféré dans la base de données du projet.

Voici un exemplaire de cette fiche (figures 3.1 et 3.2) :

2. Pr. Jean Dubousset, Dr. Michel Guillaumat, Dr. Brigitte Mouilleseaux, M. René Perdriolle, Dr. Jérôme Sales de Gausy, Pr. Steib

FORMULAIRE CLINIQUE PROJET FASI 2000-2003 : <i>Scoliose IDIOPATHIQUE</i>										
Nom Clinicien :					Date de l'examen : / / 20...					
DOSSIER n°					NOM Prénom :					
Date de Naissance : / /			sexe : <input type="checkbox"/> F / <input type="checkbox"/> M		Latéralisation		Main : <input type="checkbox"/> G / <input type="checkbox"/> D		Pied : <input type="checkbox"/> G / <input type="checkbox"/> D	
Antécédents familiaux : <input type="checkbox"/> NON / <input type="checkbox"/> OUI (détaillez ici :)										
Orthodontie : <input type="checkbox"/> normal / <input type="checkbox"/> autre (précisez :)										
Laxité Signe du pouce : <input type="checkbox"/> O / <input type="checkbox"/> N recurvatum : 1° des coudes : <input type="checkbox"/> O / <input type="checkbox"/> N 2° des genoux : <input type="checkbox"/> O / <input type="checkbox"/> N										
Poids (Kg) =		Taille (cm) : 1° debout =		2° tronc (assis) =		3° autre (précisez) =				
Périmètre thoracique (sous axillaire) en cm : normal = // inspiration = // expiration =										
Diamètre thoracique (cm) : 1° antéro-postérieur = 2° transversal =										
<i>Equilibre des épaules</i>	1° plan frontal (vue de dos) : <input type="checkbox"/> OUI / <input type="checkbox"/> NON (précisez :)									
	2° plan horizontal (vue de dessus) : <input type="checkbox"/> OUI / <input type="checkbox"/> NON (précisez :)									
<i>Pli de taille</i> <small>(après correction des inégalités des MI)</small>	1° symétrie : <input type="checkbox"/> OUI / <input type="checkbox"/> NON (précisez :)									
	2° mesures : côté Gauche =				côté Droit =					
<i>Equilibre du bassin</i>	1° plan frontal (vue de dos) : <input type="checkbox"/> OUI / <input type="checkbox"/> NON (précisez :)									
	2° plan horizontal (vue de dessus) : <input type="checkbox"/> OUI / <input type="checkbox"/> NON (précisez :)									
	3° en bout de table (vue de dos) : <input type="checkbox"/> OUI / <input type="checkbox"/> NON (précisez :)									
<i>Membres inférieurs</i>	1° inégalités : <input type="checkbox"/> NON / <input type="checkbox"/> OUI (précisez :)									
	2° attitude vicieuse : <input type="checkbox"/> NON / <input type="checkbox"/> OUI (précisez :)									
<i>Mesure des gibbosités</i>		Mesures avec Scoliomètre			Gîte frontale et flèche apicale :			Flèche Sagittale :		
		Mesure		Niveau						
Dorsale sup										
Dorsale inf										
Lombaire										
Distance main-sol (cm) =										
Age osseux =										
RISSER =										
Ferm. Gd Trochanter	<input type="checkbox"/> OUI / <input type="checkbox"/> NON	PARAMETRES SEXUELS (selon TANNER)								
Cartilage en Y	<input type="checkbox"/> ouvert <input type="checkbox"/> fermé <input type="checkbox"/> en fermeture									
<i>TENSIONS MUSCULAIRES</i>		Gauche			Droit			<i>Test Neurologiques</i> <input type="checkbox"/> normaux <input type="checkbox"/> autres (voir au dos)		
	<i>(cochez les cases correspondantes)</i>	Normal	Rétracté	Mesure	Normal	Rétracté	Mesure			
	Epaules (pectoral) :							<i>Traitement kiné</i> <input type="checkbox"/> NON <input type="checkbox"/> OUI		
	Rétraction du psoas :									
	Fléchisseurs de hanche (quadriceps) :									
Ischio-jambiers :										
<i>Analyse des radios</i>	Face =									
	Profil =									
Sortie du cadre de l'étude (traitement orthopédique) = <input type="checkbox"/> NON / <input type="checkbox"/> OUI										
REMARQUES COMPLEMENTAIRES : <input type="checkbox"/> NON / <input type="checkbox"/> OUI (voir au DOS)										

FIG. 3.1 – Première page de la « Fiche patient » FASI

FORMULAIRE CLINIQUE PROJET FASI 2000-2003 : <i>Scoliose IDIOPATHIQUE</i>	
ANOMALIES REMARQUABLES	<input type="checkbox"/> SCHEUERMAN : <input type="checkbox"/> anomalie transitionnelle (sacrum) à précisez : <input type="checkbox"/> anomalie du nombre de vertèbres : <input type="checkbox"/> anomalie du nombre de côtes :
DONNEES RELATIVES A L'EVOLUTIVITE : <input type="checkbox"/> NON / <input type="checkbox"/> OUI (diagramme d'évolutivité, anciennes radios...)	
<u>Antécédents familiaux (détails) :</u>	
<u>Test Neurologiques (remarques) :</u>	
<u>Traitement kiné (remarques) :</u>	
<u>Analyse des radios (remarques) :</u>	

FIG. 3.2 – Deuxième page de la « Fiche patient » FASI

3.2.2 Mesure de la géométrie 3D du patient : la stéréoradiographie

L'outil d'analyse tridimensionnel qui a été utilisé dans le cadre de ce projet est la stéréoradiographie. Cet outil a été développé au LBM en collaboration avec le LIO (Laboratoire d'Imagerie et d'Orthopédie) de Montréal.

Les systèmes existants ont été décrits précédemment et seront appelés dans la suite du document systèmes « légers ». Ils utilisent la technique ELC de calibrage de l'environnement radiologique.

Dans le cadre de cette thèse, nous avons contribué au développement d'un système spécifique en réduisant son poids (de 80 kg à 30 kg) et en permettant au système d'être démontable.

Ainsi, nous avons fabriqué un système de stéréoradiographie transportable (ST) et adaptable aux différents sites cliniques partenaires.

La réduction du poids de ce système a été réalisée en tenant compte du poids des patients que nous voulions observer. Les

préadolescents mesurent en moyenne 1m50 et ont un poids compris entre 30 et 80Kg. Ces données ont permis de réduire la structure du système et donc de l'alléger. De plus, l'utilisation d'éléments de calibrage dissociés a permis de séparer les différentes parties du système afin de le rendre démontable et remontable facilement. La figure 3.3 montre la version utilisée dans le cadre du projet FASI.

La validation de ce système a été faite sur des pièces anatomiques.

▷ Protocole de validation du système ST :

Dans le cadre du projet de recherche FASI, nous avons établi la précision en forme des reconstructions afin de comparer les résultats avec ceux des systèmes « légers ». Pour cela, nous avons utilisé le même protocole que ceux décrits pour les précédents systèmes [Dumas 2001] :



FIG. 3.3 – *Nouveau système de stéréoradiographie*

Nous avons effectué les reconstructions de vertèbres sèches dans l'environnement «ST» afin de comparer les reconstructions de ces vertèbres à celles obtenues à partir des coupes scanner. Cette comparaison est faite par mesure des distances points-surface entre les objets reconstruits et leurs références associées obtenues par reconstruction scanner.

La figure 3.4 montre la disposition des vertèbres lors de ces mesures.

Les résultats obtenus seront présentés dans le paragraphe 4.1.1.

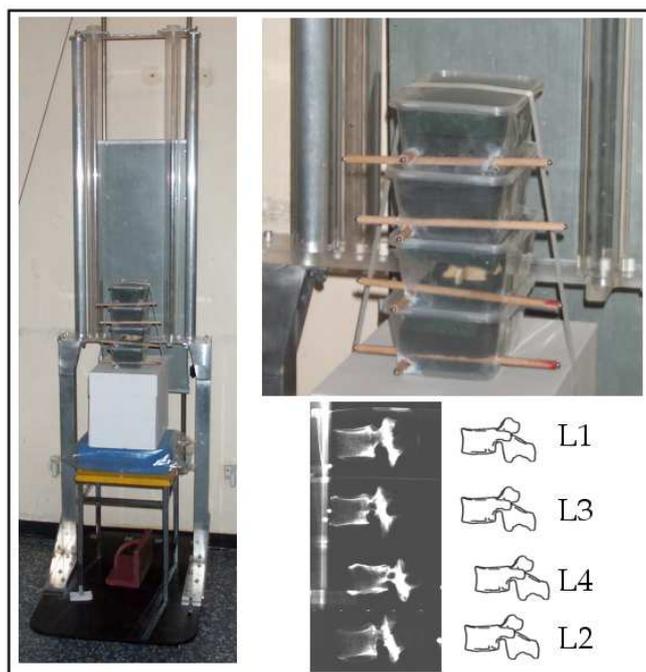


FIG. 3.4 – Montage lors de la validation de ce système

Le traitement des radiographies afin d'obtenir des reconstructions tridimensionnelles a été fait sous le logiciel IDEFX selon la méthode décrite par [Pomero et al. 2004].

Nous avons contribué à la validation de la reproductibilité des paramètres calculés à partir de ces systèmes.

▷ **Protocole de reproductibilité des paramètres 3D calculés :**

Dans le cadre d'une collaboration avec le Dr. Olivier Gille, une étude de reproductibilité des résultats de reconstructions 3D a été menée sur 30 patients parmi ceux étudiés dans cette étude. 3 opérateurs (2 cliniciens et 1 ingénieur) ont effectué les reconstructions et ont calculé les para-

mètres 3D. Un des opérateurs cliniciens a effectué 2 fois ces mesures à un intervalle de 15 jours. Devant le nombre très important de paramètres issus des reconstructions 3D, il m'a été proposé de focaliser notre étude sur 6 paramètres descriptifs particuliers. Ces paramètres tiennent compte des différentes observations qualitatives faites par nos partenaires cliniciens relatives à la rotation vertébrale axiale de la vertèbre apicale, aux rotations spécifiques en zones jonctionnelles supérieures [Perdriolle & Vidal 1985] et inférieures, à la position en « extension » des vertèbres de la zone apicale [Perdriolle & Vidal 1985, Dubousset 1994] et au phénomène de torsion observé dans la courbure principale.

Nous avons donc porté notre attention sur la reproductibilité de 6 paramètres parmi les 250 calculés à partir de la reconstruction 3D :

- **la RVA Apicale :** angle 3D de la rotation vertébrale axiale (RVA) de la vertèbre sommet de la courbure principale.
- **les RIA en zones jonctionnelles :** angles 3D des rotations intervertébrales axiales (RIA) au niveau des vertèbres jonctionnelles supérieures et inférieures de la courbure principale.
- **la RIS en zone apicale :** angle 3D de la rotation intervertébrale sagittale (RIS) au niveau de la vertèbre sommet de la courbure principale.
- **l'indice de torsion :** défini par la formule suivante :

$$\frac{|\sum RIA_{sup}| + |\sum RIA_{inf}|}{2} \quad \sum RIA_{sup} \text{ et } \sum RIA_{inf}$$

correspondent respectivement à la somme des rotations intervertébrales axiales entre les niveaux vertébraux au dessus et au dessous de la vertèbre apicale contenus dans la courbure principale.

Les résultats de cette étude seront explicités au paragraphe 4.1.2. Pour les autres paramètres issus des reconstructions, les résultats ont été explicités dans le cadre du travail du Dr. Olivier Gille. [Gille 2003]

▷ Conclusion :

Nous avons mis en place tous les outils nécessaires pour que cet examen soit pratiqué dans tous les sites cliniques et pour tous les patients sélectionnés pour l'étude FASI. Il s'agit de l'examen principal associé à ce projet de recherche.

3.2.3 Analyse des appuis plantaires et de la ligne de gravité

Initialement développé dans le cadre de mon DEA, le protocole d'acquisition des appuis plantaires parallèlement à l'acquisition en stéréoradiographie a été consolidé durant cette thèse. Une plate-forme ZEBRIS® est placée sur les systèmes de stéréoradiographie afin de permettre ces mesures.

▷ **Principes :**

La plate-forme de force (pdf) ZEBRIS® possède une matrice active de 32 par 47 cm composée de capteurs de pression piézo-électriques. Le logiciel, fourni avec ce système, permet la mesure à la fois de la matrice des pressions mais aussi du calcul de la position de la résultante des centres de pressions (COP). La position de la plate-forme de force étant déterminée par rapport à la cabine de stéréoradiographie (voir figure 3.5(a)), il est possible de traiter les données obtenues afin de placer l'axe gravitaire par rapport aux objets 3D reconstruits. (figure 3.5(b) et figure 3.5(c)). La fréquence d'acquisition définie pour ce protocole est proche de 3 Hz.

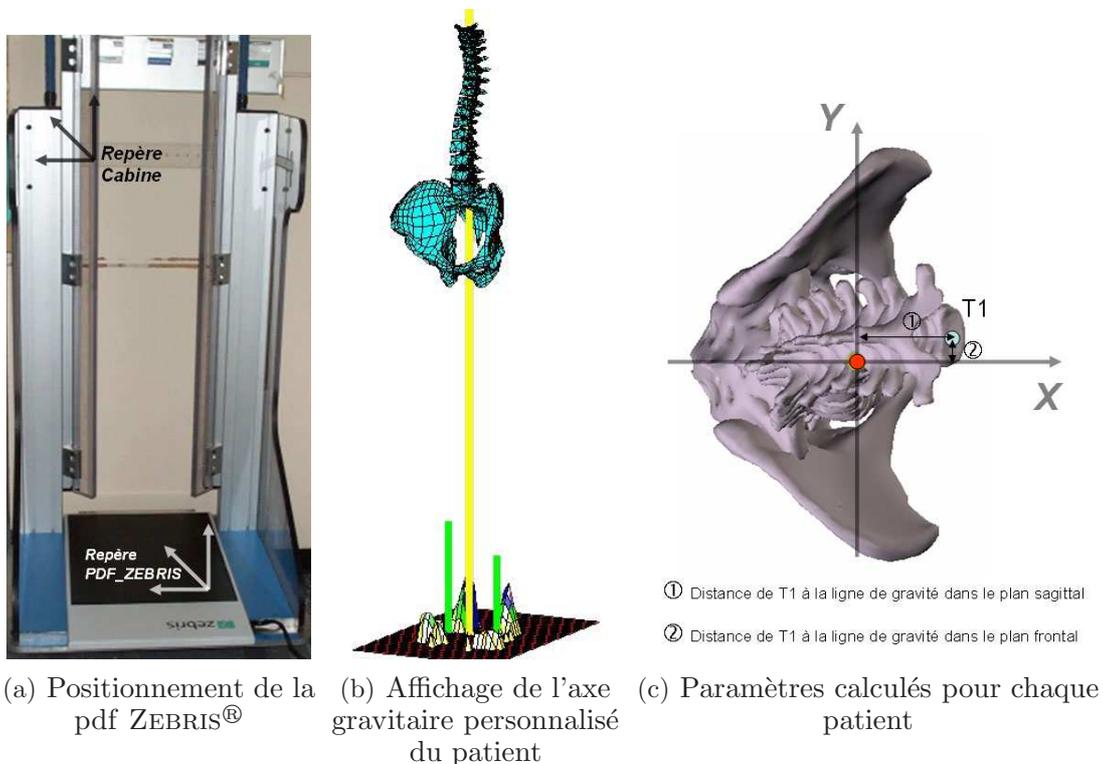


FIG. 3.5 – Utilisation d'une mesure des appuis plantaires par rapport à la reconstruction 3D

▷ **Protocoles de validation :**

Plusieurs éléments ont été validés quant à l'utilisation de ce matériel :

- 1- **la précision intrinsèque de la pdf Zebris® :** nous avons déterminé l'erreur de localisation d'un COP et l'erreur de mesure des efforts pour ce système.
- 2- **l'erreur liée à la mise en place de ce système dans la cabine de stéréoradiographie :** nous avons estimé l'erreur de remise en position de la pdf ZEBRIS® sur le plateau supérieur d'une cabine de stéréoradiographie.
- 3- **l'erreur de recalage 3D :** nous avons estimé les incertitudes sur le positionnement du repère associé à la pdf ZEBRIS® par rapport au repère d'interprétation des reconstructions 3D.

▷ 1- Validation en précision de la localisation du COP et de l'effort résultant :

Pour estimer la précision de la pdf ZEBRIS®, nous avons utilisé une plaque sur laquelle nous avons fixé des tampons circulaires afin de représenter un appui bi-plantaire composé, pour chaque pied, d'un appui de type « talon » et de deux appuis représentant l'avant du pied (figure 3.6). Nous avons utilisé une machine de traction

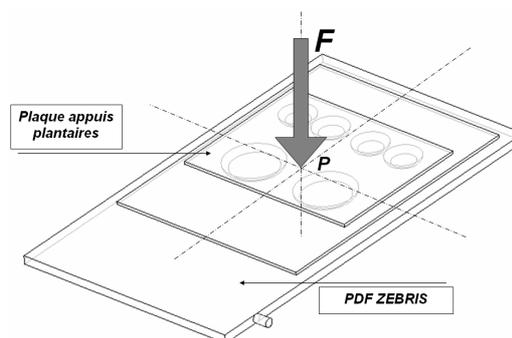


FIG. 3.6 – Validation en précision

compression afin d'effectuer un appui contrôlé sur cette plaque qui est en contact avec la pdf ZEBRIS® fixée par rapport au bâti de cette machine. Nous avons, au préalable, effectué un appui sans la planche d'appui, afin de localiser la position de l'axe de l'effort. Ensuite, nous avons effectué 20 cas de charge de 50N à 1000N (avec un pas de 50 N) et nous avons mesuré les écarts entre la localisation du COP donné par la pdf ZEBRIS® et la position réelle de l'axe de pression. Enfin, nous avons comparé les efforts mesurés par le système par rapport aux efforts imposés.

Les résultats seront présentés dans la partie suivante au paragraphe 4.1.3.

▷ 2- Validation de la remise en position dans le système de stéréoradiographie :

Afin de mesurer l'erreur de remise en position de cette pdf, nous avons utilisé la cabine de stéréoradiographie de l'Hôpital Saint Vincent de Paul et le système de mesure VICON®. Nous avons utilisé 4 caméras et plusieurs marqueurs réfléchissants placés sur la cabine de stéréoradiographie (7 marqueurs) et sur la plate-forme de force (4 marqueurs) (figure 3.7). Les mesures se déroulent en deux temps :

⇒ **20 mesures sans déplacer la pdf Zebris®** : cette étape permet de déterminer l'erreur de mesure liée au système VICON® lui-même.

⇒ **60 mesures en déplaçant et en repositionnant la pdf Zebris®** : on évalue alors l'erreur de reproductibilité associée à cette mise en position en comparant les valeurs des coordonnées du plus grand vecteur entre les marqueurs placés sur la cabine et ceux placés sur la plate-forme de force.

Les résultats seront précisés au paragraphe 4.1.3.

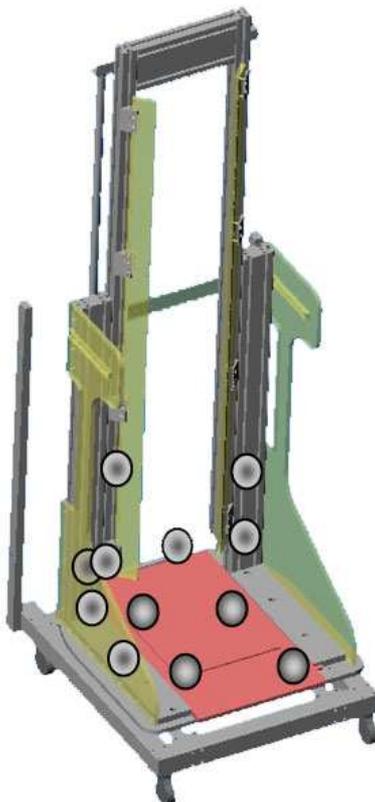


FIG. 3.7 – Position des marqueurs réfléchissant pour la validation de la remise en position

▷ 3- Protocole de validation du recalage de la ligne de gravité en 3D :

Enfin, nous avons évalué globalement, à partir des plans de la cabine, les incertitudes de montage de la cabine de stéréoradiographie qui créent les incertitudes de recalage 3D entre le repère associé à la pdf ZEBRIS[®] par rapport au repère de la cabine de stéréoradiographie. Ces incertitudes ont été estimées à partir des jeux mécaniques conventionnels pour l'assemblage de ce type de système.

Nous avons estimé tout d'abord l'incertitude de montage associée à la localisation des plots de positionnement de la pdf ZEBRIS[®] sur le plateau supérieur du système.

Ensuite, nous avons considéré l'incertitude de montage des montants verticaux par rapport au plateau supérieur du système.

Puis, nous avons estimé l'incertitude de positionnement des éléments de calibrage par rapport aux montants verticaux. Ce positionnement est réalisé à l'aide de pièces à 45° spécifiques qui sont fixés sur les montants verticaux.

Enfin, nous avons estimé l'incertitude sur la localisation de la bille représentant l'origine du repère associé au système par rapport aux objets de calibrage.

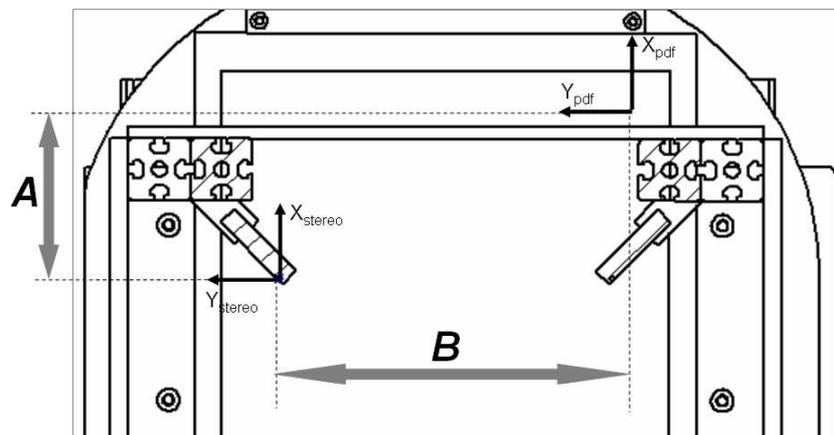


FIG. 3.8 – Estimation du recalage 3D et des incertitudes associées

Les résultats seront précisés au paragraphe 4.1.3.

3.2.4 Analyses de la posture et des mobilités

Dans le cadre du projet FASI, il a été décidé d'utiliser le même protocole que celui utilisé à l'hôpital Saint Vincent de Paul avec le système VICON®. Cependant, nous avons utilisé, pour des raisons pratiques (mise en place et utilisation du système), un autre système de mesure : le système ZEBRIS® ultra-sonore.

Le système ZEBRIS® ultra-sonore est composé d'un récepteur (composé lui-même de 3 microphones sensibles aux ondes ultrasonores) et d'émetteurs reliés à un boîtier d'acquisition. La chaîne d'acquisition est représentée figure 3.9.

L'utilisation de ce système de mesure a été mis en place sur le site de St Etienne et nous nous sommes focalisés sur l'analyse de la posture et des mouvements d'inclinaison latérale.

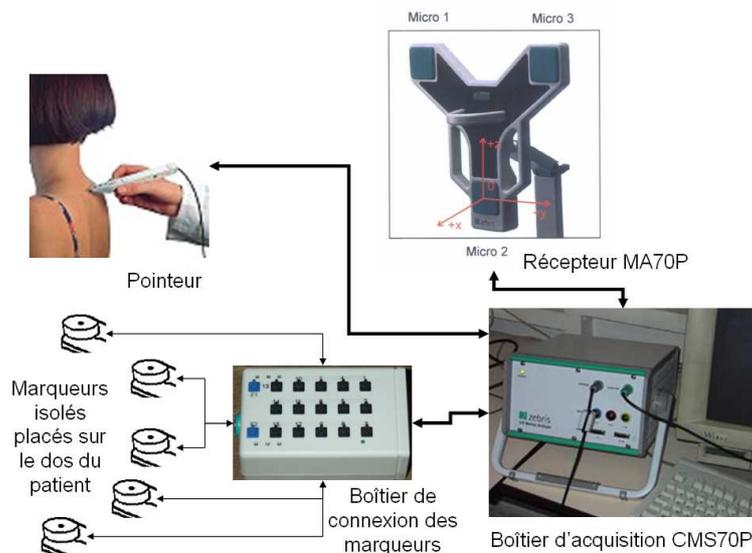


FIG. 3.9 – Chaîne de mesure ZEBRIS®

▷ Protocole :

Par rapport aux mesures effectuées avec le système VICON®, seuls les points du tronc du patient sont pris en compte. De plus, la fréquence d'acquisition des mesures est de 15 Hz. Enfin, la définition d'une verticale est effectuée par la mesure de l'axe perpendiculaire à un plan composé de 4 points et dont l'horizontalité est vérifiée préalablement à l'aide d'un niveau à bulle. Cela nous permet d'exprimer l'ensemble des mesures dans un repère global, propre au patient, dont l'axe z est orienté selon la verticale.

Pour toutes les analyses, les points anatomiques suivants sont repérés sur le dos du patient (figure 3.10(a)) par l'utilisation de 8 émetteurs :

- 1- **S3** : point au regard de l'épineuse de la troisième vertèbre sacrée.
- 2- **EIPS gauche et droite** : points au regard des épines iliaques postéro-supérieures gauche et droite.
- 3- **ACR gauche et droit** : points au regard des apophyses acromiales postérieures
- 4- **C7** : point au regard de l'épineuse de la 7ème vertèbre cervicale
- 5- **Vsus et Vsous** : il s'agit, dans le cas où la détection est possible, de repérer les vertèbres limites supérieure et inférieure de la courbure principale.

Les 3 positions du patient sont décrites sur la figure 3.10(b).

Pour la posture, les points antérieurs au patient sont recueillis par palpation à l'aide d'un stylo.

Les points palpés sont au regard des repères anatomiques suivants :

- 1- **S1** : l'épineuse de la première vertèbre sacrée.
- 2- **EIAS gauche et droite** : les épines iliaques antéro-supérieures gauche et droite.
- 3- **ACR gauche et droit** : les apophyses acromiales antérieures

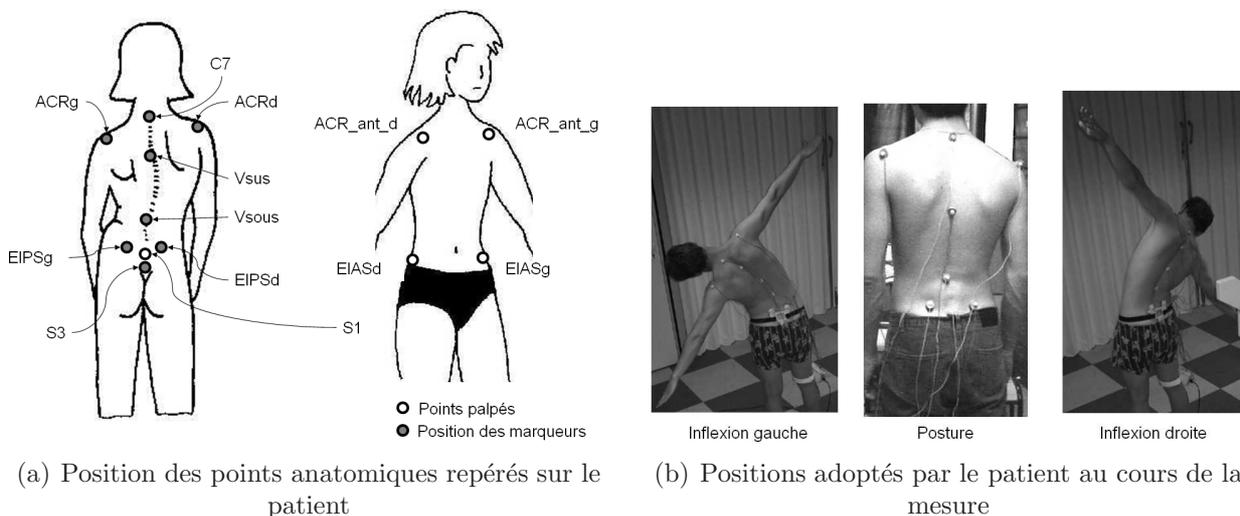


FIG. 3.10 – Protocole de mesure à l'aide du système ZEBRIS®

▷ **Validation :**

Elle a eu lieu en collaboration avec des élèves ingénieurs dans le cadre de leurs projets de fin d'études, au sein du laboratoire et elle s'est divisée en deux parties :

1 - Mesures des incertitudes intrinsèques au système : nous avons analysé les incertitudes de mesure sur un marqueur seul et la justesse du système dans le volume de mesure.

2- Reproductibilité des mesures de posture et des mouvements d'inflexion latérale :

nous avons analysés 10 fois la même personne afin d'observer la reproductibilité des paramètres calculés à partir de ces analyses.

▷ 1- Mesures des incertitudes du système Zebris® :

1.1 - Mesure d'un émetteur :

Le but de cet essai était d'évaluer l'incertitude de repérage d'un marqueur seul placé de manière statique face au récepteur. Pour cela, 10 mesures ont été réalisées selon les conditions suivantes :

- émetteur orienté face au récepteur
- fréquence d'acquisition : 15 Hz
- distance par rapport au récepteur : 1 m
- mesure en statique
- durée d'acquisition : 4 s

Les coordonnées moyennes pour chaque mesure sont calculés et nous obtenons alors le rayon moyen du nuage de point formé par l'ensemble de ces mesures et le RMS sur ces 10 positions afin de déterminer la fidélité du système.

1.2 - Influence de l'orientation du marqueur sur la stabilité de la mesure :

Comme l'amplitude des mouvements du patient est grande et les marqueurs ne se trouveront pas toujours situés bien en face du récepteur, il nous a semblé nécessaire d'étudier l'influence de l'angle entre la perpendiculaire au plan de l'émetteur et le plan formé par les trois récepteurs. Le but de cet essai est d'évaluer la stabilité de la mesure selon les différentes orientations de l'émetteur ZEBRIS®.

Pour cela, un émetteur est fixé sur un pied de caméra, avec les conditions de mesure suivantes :

- orientation par rapport au récepteur : de -90° à $+90^\circ$ autour de la verticale (axe Z du

- ystème) avec un pas de 15°
- fréquence d’acquisition : 15 Hz
 - distance par rapport au récepteur : 1 m
 - mesure en statique
 - durée d’acquisition : 4 s



FIG. 3.11 – Mise en place du marqueur pour le test d’orientation

Nous effectuons une mesure de fidélité (10 mesures en statique) pour chaque situation et nous calculons alors le rayon moyen du nuage de points dans chaque cas et le RMS associé. Enfin, nous calculons la moyenne de ces paramètres afin d’obtenir une estimation de la fidélité du système.

1.3 - Mesure de la justesse du système dans le volume de mesure

Le but de cet essai est de quantifier la précision du système ZEBRIS en mesure de distance relative dans un volume de travail donné et selon chacune des trois directions de l’espace.

Le volume de mesure est suffisamment grand pour englober les mouvements du sujet. Un volume de 1300 mm de large, 1500 mm de long et 1500 mm de haut a été considéré.

Celui-ci a donc été découpé sur la longueur en 4 plans distants de 500 mm chacun, et 12 points de mesure par plan ont été définis, comme indiqué sur les figures 3.12(a) et 3.12(b).

La tête réceptrice ZEBRIS[®] a été inclinée de 40° , afin de détecter le signal émis par chaque marqueur. Dans le dispositif, deux émetteurs sont fixés sur un pied à coulisse de grand débattement : l’un sur la partie fixe, l’autre sur la partie coulissante. On mesure les distances entre les émetteurs après déplacement de la partie mobile par incrément de 150 mm à l’aide de la graduation et selon l’axe du pied à coulisse. Les écarts sont fixés à $D_{initiale} = 200$ mm, $D_1 =$

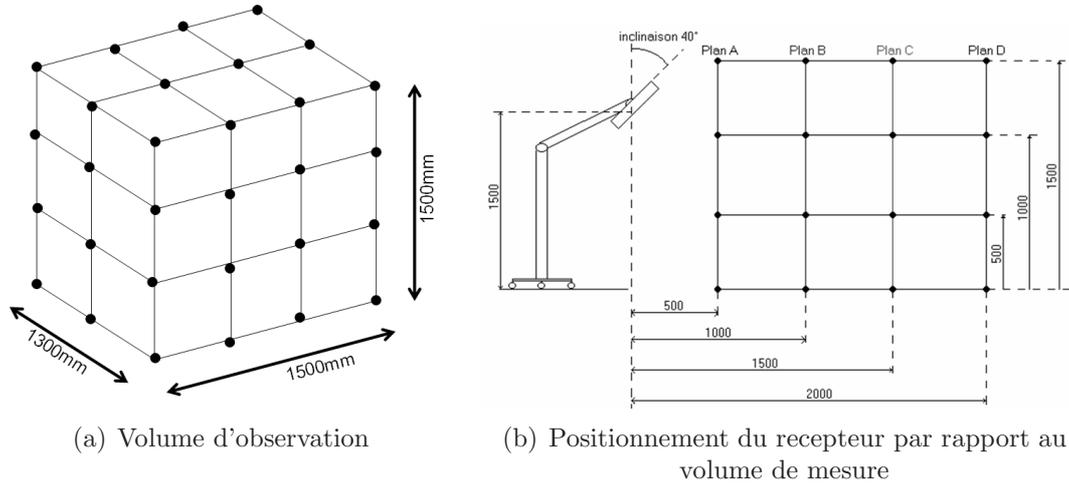


FIG. 3.12 – Environnement pour la validation du système ZEBRIS®

350 mm et $D_2 = 500$ mm. Ces trois mesures de distances sont réalisées pour chaque point et pour chaque direction de l'espace selon les conditions de mesure suivantes :

- émetteur orienté face au récepteur
- fréquence d'acquisition : 15 Hz
- distance entre le volume de mesure et le récepteur : 1 m
- mesure en statique
- durée d'acquisition : 4 s

Une comparaison des distances mesurées par rapport aux longueurs de déplacement imposé est effectuée. Nous calculons alors la moyenne et l'écart type de ces écarts afin de quantifier la justesse de mesure d'un déplacement avec le système.

▷ 2- Reproductibilité des mesures avec le système Zebris® :

Dix mesures complètes d'un sujet asymptotique ont été réalisées afin de quantifier la reproductibilité des mesures de posture et de mobilités.

Pour chacune des mesures, les marqueurs ont été replacés sur le sujet afin de prendre en compte les problèmes associés à la pose des marqueurs.

L'ensemble des résultats associés à ces différents protocoles de validation sera explicité dans le paragraphe 4.1.4.

3.3 Les analyses de données réalisées

Afin d'effectuer ces analyses comparatives, nous avons disposé de données complémentaires concernant :

⇒ **une population des sujets asymptomatiques :**

34 sujets ont été sélectionnés

⇒ **une population de patients scoliotiques pré-opératoires :**

30 sujets ont été sélectionnés

Ces populations constituent, avec les patients FASI traités par corset, les populations références de notre étude.

3.3.1 Populations de référence :

Population des sujets asymptomatiques :

Lors d'un travail de recherche d'un chirurgien de Bordeaux [Gangnet et al. 2003], dans le cadre de son DEA au sein du LBM de l'ENSAM, une étude à été menée concernant 34 adultes asymptomatiques sélectionnés au CHU Tripode de Bordeaux.

Ce groupe est composé de 16 hommes pour lesquels l'âge moyen était de 29 ans (de 19 à 48), la taille moyenne de 1.82 m (de 1.71 à 1.96), et le poids moyen de 71.8 kg (de 50 à 90) ; et de 18 femmes pour lesquelles l'âge moyen était de 32 ans (de 21 à 53), la taille moyenne de 1.65 m (de 1.55 à 1.77), et le poids moyen de 56.6 kg (de 47 à 70). Les examens réalisés sur ces sujets sont de deux types :

- reconstructions tridimensionnelles du rachis et du bassin
- mesures, en parallèle, des appuis plantaires et de la localisation de la ligne de gravité au regard du rachis

Population des sujets scoliotiques pré-opératoires :

Dans le cadre de travaux de recherche menés au LBM depuis plus de 10 ans, un nombre important de cas de scoliose pré-opératoires a été analysé à l'aide des mêmes dispositifs spécifiques de recherche que nous utilisons dans le cadre de ce projet, [Dumas 2001, Savidan 2004]. Nous avons sélectionné 30 patients pour notre étude provenant des hôpitaux de Strasbourg (Pr.

JP STEIB) et de Saint Vincent de Paul à Paris (Pr. J. DUBOUSSET et Dr. R. ZELLER).

Ce groupe est composé de 23 filles pour lesquelles l'âge moyen lors de l'intervention chirurgicale est de 15 ans (min 12 et max 17); et de 7 garçons pour lesquels l'âge moyen est de 16 ans (min 13, max 17). Les patients de ce groupe présentent des topologies variées de scolioses idiopathiques : 20 scolioses thoraciques, 4 thoraco-lombaires, 1 lombaire et 5 doubles majeures.

Pour ces patients, seules les reconstructions 3D de la colonne et du bassin ont été réalisées.

3.3.2 Analyses par simulation en éléments finis

Encollaboration avec un doctorant du LBM, Nous avons utilisé le modèle existant.

L'objectif était de simuler le comportement de chaque patient face à une approximation des efforts de la gravité. Pour cela, nous avons appliqué à ce modèle les conditions aux limites suivantes :

- **au niveau du bassin :** les mouvements de translations suivant les axes \vec{x} , \vec{y} et \vec{z} sont bloqués.
- **au niveau de la vertèbre T1 :** une force verticale est appliquée sur la vertèbre T1 afin de simuler, dans une approche simplifiée, l'effet de la gravité sur le rachis.

Les paramètres analysés après simulation sont les suivant :

1- paramètres qualitatifs : la visualisation des déformations du modèle après l'application de la charge par rapport à la forme initiale de la structure donne des indications sur la rigidité globale de la structure représentant le patient

2- paramètres quantitatifs :

a- rotation vertébrale axiale (RotZ) : la variation maximale de rotation vertébrale axiale est observée.

b- déplacement vertébral latéral (DepY) : la variation maximale du déplacement latéral du centre des corps vertébraux est observée.

Afin de simplifier l'interprétation des résultats, nous avons identifié plusieurs valeurs seuils pour ces paramètres :

Pour la variation de rotation vertébrale axiale (valeurs absolues de RotZ en °) :

- ⊙ **de 0° à 1° (exclus) :** rotation vertébrale axiale « faible ».
- ⊙ **de 1° à 2°(exclus) :** rotation vertébrale axiale « modérée ».
- ⊙ **supérieur ou égal à 2° :** rotation vertébrale axiale « importante ».

Pour la variation de déplacement latéral (valeurs absolues de DepY en mm) :

- ⊙ **de 0 à 2 mm (exclus) :** déplacement latéral « faible ».
- ⊙ **de 2 à 4 mm (exclus) :** déplacement latéral « modéré ».
- ⊙ **supérieur ou égal à 4 mm :** déplacement latéral « important ».

Afin de simplifier l'exploitation des résultats, nous avons défini 3 grands groupes de patients (voir tableau 3.1) :

		<i>Rotation vertébrale axiale</i>		
		Faible	Modérée	Importante
<i>Déplacement latéral</i>	Faible	I (1)	II (3)	III (9)
	Modéré	I (2)	II (4)	III (6)
	Important	II (5)	III (7)	III (8)

TAB. 3.1 – *Les différents types associés aux résultats des simulations en éléments finis.*
Les numéros indiquent les sous-groupes associés à chaque configuration.

Nous présenterons les résultats selon cette classification dans le paragraphe 4.4.

3.3.3 Constitution d'une base de données :

A partir de l'ensemble des données mesurées et enregistrées pour chaque patient, nous avons constitué une base de données sous le logiciel ACCESS[®] comportant les tables de données suivantes :

- ▷ **données générales :** cette table contient toutes les données "constantes" associées à chaque patient (date de naissance, antécédents familiaux, ...).
- ▷ **données des examens cliniques :** cette table contient toutes les informations qui ont été recueillies sur les fiches cliniques durant le projet. (76 paramètres)
- ▷ **données des examens de stéréoradiographie :** cette table contient l'ensemble des paramètres calculés à partir des reconstructions tridimensionnelles des patients. (200 paramètres)
- ▷ **données des mesures des appuis plantaires :** cela représente l'ensemble des paramètres liés à l'exploitation de la plate-forme de force. (50 paramètres)
- ▷ **données des mesures de posture et des mobilités :** cette table contient l'ensemble des paramètres obtenus après interprétation des mesures de posture et de mobilités. (20 paramètres)
- ▷ **données des analyses éléments finis :** cette table contient l'ensemble des résultats des simulations numériques effectuées à partir des données tridimensionnelle des patients. (150 paramètres)

Tous ces paramètres ne peuvent pas être utilisés ensemble pour effectuer des tests statistiques. Une sélection de certains de ces paramètres sera faite afin de réduire le nombre de paramètres descripteurs pour chaque patient et pour que les données soient les plus homogènes possible pour chaque étude statistique.

Les analyses réalisées sur l'ensemble des données caractérisant les différentes cohortes de patients ont été de deux types :

- Analyses statistiques descriptives
- Analyses statistiques inférencielles

3.3.4 Analyses statistiques descriptives

Pour chaque population et suivant les analyses attachées à cette population, nous avons réalisé des analyses descriptives afin de visualiser les ordres de grandeur des différents paramètres mesurés à l'aide des différents systèmes, afin de déterminer les paramètres les plus discriminants entre les différentes populations.

Les analyses statistiques descriptives ont fait appel à des outils statistiques simples :

- ▷ **moyenne** : $\bar{x} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i$, x étant une variable quantitative
- ▷ **valeurs maximale et minimale**.
- ▷ **étude de la variance ou de l'écart-type** : pour la variance : $\sigma^2 = \frac{1}{n-1} \sum_i (x_i - \bar{x})^2$ et pour l'écart-type : $sd = \sqrt{\sigma^2}$.
- ▷ **certaines tests statistiques de comparaison de populations** :
 - test de Shapiro-Wilk pour les tests de normalité (données réparties selon une loi Normale).
 - tests paramétriques ou non-paramétriques de comparaison entre deux populations.

3.3.5 Analyses statistiques multifactorielles

Afin de réaliser ces analyses, nous avons demandé aux différents cliniciens participant à l'étude de réaliser une classification des patients.

- ▷ Classification de ces populations :

Pour l'ensemble de ces patients, une classification a été adoptée au cours du projet. Cette classification est composée de deux sous classifications :

une classification objective : elle correspond à la classification des populations dites de référence : patients sains (N), traités par corset (C5) ou traité par chirurgie (S).

une classification subjective : elle concerne uniquement les patients FASI. En effet, auprès de chaque clinicien, une classification a été réalisée suivant les critères suivants :

C0 : le suivi est réalisé, mais il y a une forte présomption de scoliose non évolutive.

C1 : le suivi est réalisé, l'évolution est incertaine, mais le clinicien pencherait vers une présomption de non évolutivité.

C3 : le suivi est réalisé, il y a une présomption sérieuse d'évolutivité.

Cette classification a été enregistrée notamment lors du dernier examen de chaque patient.

▷ Les analyses réalisées :

Ces analyses ont été réalisées selon deux stratégies complémentaires :

- comparaison entre les populations références et la population de patients FASI

l'objectif est de trouver et de vérifier que certains paramètres sont discriminants entre ces différentes populations et que cela amène une perspective de pronostic pour les patients faiblement scoliotiques.

- comparaison entre les classes de patients de la population FASI : l'objectif est alors d'observer sur les analyses complémentaires si certains paramètres peuvent être discriminants à l'intérieur de cette population.

Les objectifs de ces analyses étaient :

1- études des corrélations multifactorielles : la scoliose étant une pathologie d'origine et de développement multifactoriels, nous avons voulu observer certains groupes de paramètres pour évaluer leur pertinence dans le pronostic de l'évolution des scoliose FASI.

2- classification statistique des patients : nous avons construit un modèle statistique basé sur les informations des 3 populations de référence (sujets asymptomatiques, patients scoliotiques pré-opératoires et patients FASI traités orthopédiquement) permettant de classer automatiquement les patients FASI par similitude. Nous avons alors comparé les résultats de cette classification automatique avec les classifications cliniques.

Les outils employés pour réaliser ces analyses statistiques ont été issus du logiciel de statistique XLSTAT® V5 et ont permis d'effectuer deux types d'analyse sur l'ensemble des données :

- analyse factorielle en composante principale

- analyse factorielle discriminante : c'est une méthode d'analyse de données multi-dimensionnelles constituées d'unités réparties en plusieurs groupes et sur lesquelles un certain nombre de variables quantitatives ont été observées. Elle permet aussi bien de distinguer, parmi les

variables observées, celles qui permettent de différencier les groupes et de mettre en évidence les combinaisons d'unités statistiques les plus discriminantes.

Principes de l'analyse factorielle discriminante (AFD) :

A partir du moment où les individus observés sont décrits par plusieurs variables quantitatives et qu'ils appartiennent à un groupe déterminé (variable qualitative), il est possible d'utiliser ces données afin de générer un modèle statistique de classification de ces patients et de nouveaux patients potentiels.

L'analyse statistique utilise les moyennes, variances et écart-types pour chaque variable quantitative de chaque groupe et calcule les relations fondamentales entre ces valeurs.

On définit les notations suivantes :

n = nombre d'unités statistiques c'est à dire d'individus observés ;

p = nombre de variables quantitatives descriptives.

q = nombre de groupes de classification.

m_j = moyenne de la variable x_j .

v_j = variance de la variable x_j . (Rappel: $v_j = \frac{1}{n-1} \sum_i (x_j - m_j)^2$).

n_k = effectif du groupe k .

m_j^k = moyenne de la variable x_j dans le groupe k .

v_j^k = variance de la variable x_j dans le groupe k .

Les relations fondamentales obtenues à partir de ces données sont :

$m_j^g = \frac{1}{n} \sum_{k=1}^q n_k m_j^k$: cela représente l'ensemble des moyennes m_j^k pondérées par les effectifs n_k .

$v_j^g = \frac{1}{n} \sum_{k=1}^q n_k (m_j^k - m_j^g)^2$: cela représente la variance pondérées de ces moyennes m_j^k .

$v_j = v_j^g + \frac{1}{n} \sum_{k=1}^q n_k v_j^k$: cela représente la variance totale de la variable x_j .

- **la variance inter (ou expliquée)** : c'est la variance v_j^g des moyennes pondérées par les effectifs des groupes. (notée B)

- **la variance intra (ou résiduelle)** : c'est la moyenne des variances v_j^k pondérées par les effectifs. (notées W)

$V=B+W$ décomposition de la variance. (formule simplifiée).

$\eta_j^2 = \frac{B}{V}$: c'est le rapport de corrélation utilisé en analyse de variance :

lorsqu'il est proche de 1 : cela signifie que la variance intra W est faible et que la variance inter B est forte et que la variable x_j est peu dispersée en moyenne à l'intérieur de chaque groupe et les valeurs moyennes sont relativement différentes les unes des autres. La valeur $x_j(i)$ de cette variable dépend donc du groupe auquel l'unité statistique i sur laquelle elle est observée. On dit que la variable *discrimine* les groupes.

lorsqu'il est proche de 0 : c'est l'inverse.

L'analyse factorielle discriminante a pour objectif de déterminer une ou plusieurs variables qui sont des compositions linéaires des variables initiales de telle sorte que leurs rapports de corrélation soient les plus grands possibles et qu'ils soient non corrélés deux à deux. Ces variables, nommées «composantes discriminantes» et de la forme $F_l = \sum_{j=1}^p \alpha_l^j x_j$, sont classées dans l'ordre des rapports de corrélation décroissants.

Le nombre de composantes discriminantes est inférieur ou égal au nombre de variables initiales et au nombre de groupes diminué de 1 ($q-1$).

Le rapport de corrélation d'une composante discriminante est appelée « pouvoir discriminant ».

Remarque :

L'AFD est une méthode insensible aux variations linéaires des variables initiales.

Le critère de validation d'une AFD est obtenu à partir du tableau de répartition des unités statistiques : c'est le « Pourcentage de Bien-Classé »

$$PBC = \frac{\sum_{r=1}^q n_{r,r}}{\sum_{r=1}^q \sum_{s=1}^q n_{r,s}}$$

Ce critère ne suffit pas toujours à lui seul, il faut aussi observer, dans certains cas, le tableau des répartitions afin de repérer les éléments qui sont « mal classés ».

4

RESULTATS ET DISCUSSION

Sommaire

4.1	Résultats des validations des différents systèmes de mesure . .	95
4.1.1	Validation du système de stéréoradiographie « Transportable » (ST):	95
4.1.2	Reproductibilité des paramètres issus des reconstructions 3D par stéréoradiographie:	95
4.1.3	Validation des mesures d'appuis plantaires:	97
4.1.4	Les mesures de posture et de mobilité	99
4.1.5	Conclusion sur la validation des outils de mesures	100
4.2	Résultats des analyses globales	101
4.2.1	Bilan des mesures effectuées	101
4.2.2	Paramètres globaux et ligne de gravité issus des reconstructions 3D	102
4.2.3	Analyses de la posture et des mobilités	106
4.2.4	Conclusion sur ces analyses globales:	108
4.3	Résultats des analyses sur les paramètres spécifiques issus des reconstructions 3D	109
4.3.1	Rappel des paramètres retenus:	109
4.3.2	Analyse factorielle discriminante basée sur ces paramètres:	113
4.3.3	Discussion des résultats obtenus:	117
4.4	Apports des simulations en éléments finis	133
4.4.1	Résultats globaux:	133
4.4.2	Type I:	137
4.4.3	Type II:	138
4.4.4	Type III:	139
4.4.5	Conclusion	141

Dans cette partie, nous examinerons l'ensemble des résultats concernant cette étude.

Tout d'abord, nous présenterons les résultats de validation des adaptations et de l'utilisation de ces outils.

Dans un deuxième temps, nous présenterons les résultats apportés par notre étude concernant les analyses des paramètres globaux des reconstructions 3D, les valeurs associées à la ligne de gravité et les analyses de posture et de mobilités.

Dans un troisième temps, nous verrons les résultats associés à l'exploitation particulière de 6 paramètres issus des reconstructions 3D et des analyses factorielles sur ces paramètres pour la classification des patients FASI.

Enfin, nous présenterons les résultats apportés par la modélisation en éléments finis personnalisée de chaque patient.

4.1 Résultats des validations des différents systèmes de mesure

L'ensemble des résultats présentés dans cette partie concerne les validations de l'utilisation des différents systèmes développés dans le cadre de ce projet.

4.1.1 Validation du système de stéréoradiographie « Transportable » (ST) :

Les résultats des comparaisons des distances « point-surface » entre les reconstructions obtenues par le système de stéréoradiographie ST et les reconstructions par scanner des vertèbres lombaires considérées sont présentés dans le tableau 4.1.

	L1	L2	L3	L4	Global	
Système	<i>ST</i>	<i>ST</i>	<i>ST</i>	<i>ST</i>	<i>ST</i>	Système <<Léger>>
Erreur moyenne (mm)	1,3	1,3	1,4	1,3	1,3	1,1
2 RMS de l'erreur (mm)	3,2	3,2	3,4	3,2	3,3	2,8
Erreur Maximale (mm)	4,7	4,3	5,0	5,1	4,8	7,8

TAB. 4.1 – Résultats des défauts de forme des vertèbres reconstruites avec le système *ST*
On compare les valeurs obtenues pour cette étude avec celles obtenues dans le cadre de l'utilisation des versions précédentes des systèmes de stéréoradiographie [Mitulescu et al. 2002]

Ces résultats montrent que les erreurs de reconstruction associées au système *ST* sont comparables à ceux obtenus dans les mêmes conditions avec les systèmes de stéréoradiographie « légers ».

4.1.2 Reproductibilité des paramètres issus des reconstructions 3D par stéréoradiographie :

Concernant la rotation vertébrale axiale de la vertèbre apicale, les écarts à la valeur de référence pour les 4 mesures (3 opérateurs dont un 2 fois) ont une moyenne nulle, indiquant qu'il n'y a pas de surestimation ou sous-estimation systématique pour l'un des opérateurs par rapport aux autres. L'écart type global est de 1,5°, indiquant que l'intervalle de confiance à 95% est

de 3° . Une analyse plus détaillée montre que les écarts pour les 4 mesures ne dépassent pas 2 degrés pour 19 patients parmi les 30. Ils sont compris entre 3 et 4° pour 4 patients, et dépassent 4° pour 2 patients seulement (respectivement 6° et 8°). Un opérateur indépendant, n'ayant pas participé aux mesures, a classé les radiographies en « bonne », « moyenne » et « mauvaise » visibilité au niveau de la vertèbre apicale, et ces deux derniers cas correspondent à des clichés quotés « mauvaise » visibilité (les radiographies étaient peu exploitables au niveau de la vertèbre apicale, en particulier concernant la visibilité des pédicules). Ceci indique que l'extrapolation de la position vertébrale sur des radiographies non exploitables risque d'entraîner des biais d'analyse.

Néanmoins, il faut souligner que cette précision dans l'estimation de la rotation axiale est la meilleure à notre connaissance, comparée aux autres méthodes d'analyse. De plus, en reprenant l'ensemble des clichés radiographiques, nous avons pu vérifier que les clichés des deux patients pour lesquels nous avons observé des difficultés de repérage pour la rotation axiale étaient deux cas isolés, qui ont été éliminés de l'étude.

Concernant la rotation intervertébrale axiale en zone jonctionnelle (RIA ZJ) l'écart moyen est également nul, l'intervalle de confiance à 95% est de 3° , et l'écart maximum est de $4,5^\circ$.

L'indice de torsion est un paramètre relativement précis, l'intervalle de confiance à 95% est de $2,5^\circ$ et l'écart maximum ne dépasse pas 3° , à l'exception d'un patient pour lequel l'écart atteint $4,5^\circ$.

La mesure de l'angle de Cobb est également relativement précise compte-tenu des possibilités de traitement d'image dans le logiciel, permettant de mieux visualiser les plateaux vertébraux.

L'intervalle de confiance à 95% est de 3° .

Nous pouvons donc considérer que, compte tenu de la version actuelle du logiciel et de la qualité des radiographies, les paramètres clés liés aux rotations vertébrales et à l'angle de Cobb sont calculés à $\pm 2,5^\circ$ à 3° , ce qui permet une analyse relativement fine.

4.1.3 Validation des mesures d'appuis plantaires :

Nous présenterons ici l'ensemble des résultats concernant la validation de la mesure de la position de la ligne de gravité (LG).

▷ **Précision intrinsèque de la plate-forme Zebris® :**

Les résultats concernant les erreurs de positionnement du centre des pressions (COP) ou de la ligne de gravité (LG) ont été évalués :

L'écart type de ces mesures est, globalement, de $e_1 = 1\text{mm}$ en X et en Y.

Concernant les précisions de la mesure en effort, les mesures ont révélé une erreur relative moyenne de 10% pour les différents cas de charge appliqués. En tenant compte de cette imprécision, l'information en effort de la plate-forme ne sera pas utilisée dans le cadre de cette thèse.

▷ **Précision de remise en position dans une cabine de stéréoradiographie :**

Les erreurs intrinsèques des mesures faites à l'aide du système VICON® ont été estimées à $e_{21} = 0.5\text{ mm}$.

Les erreurs de remise en position ont été obtenues en comparant les valeurs des coordonnées du plus grand vecteur entre les marqueurs placés sur la cabine et ceux placés sur la plate-forme de force. Ces erreurs ont été estimées à $e_{22} = 0.3\text{ mm}$.

L'erreur globale sur cette remise en position peut être calculée de la manière suivante : $e_2 = \sqrt{e_{21}^2 + e_{22}^2} = 0.6\text{ mm}$

▷ **Précision de recalage 3D entre la plate-forme et l'origine du repère de stéréoradiographie :**

Les différentes incertitudes estimées sont les suivantes (figure 4.1) :

▷ $e_{31} =$ incertitude du positionnement des cales de la plate-forme sur le plateau supérieur de la cabine de stéréoradiographie : estimée à 1 mm

▷ $e_{32} =$ incertitude du positionnement des montants verticaux par rapport au plateau supérieur de la cabine de stéréoradiographie : estimée à 1.5 mm

▷ e_{33} = incertitude du positionnement des éléments de calibrage sur ces montants verticaux :
estimée à 1 mm

▷ e_{34} = incertitude du positionnement des billes sur ces éléments de calibrage : estimée à 0.5 mm

L'erreur globale associée est estimée à $e_3 = \sqrt{e_{31}^2 + e_{32}^2 + e_{33}^2 + e_{34}^2} = 2 \text{ mm}$

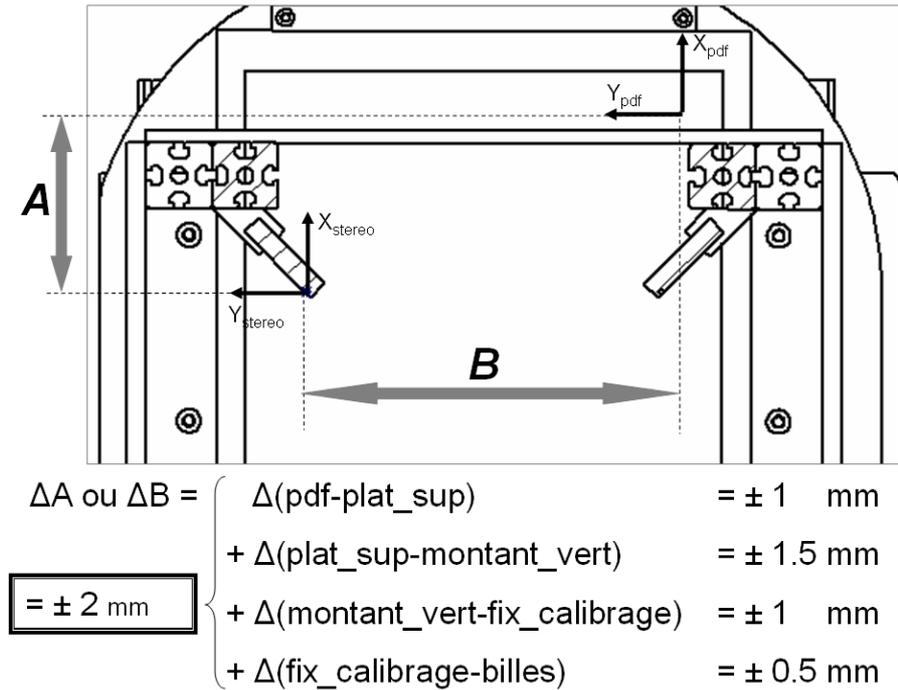


FIG. 4.1 – Estimation des incertitudes sur les composantes de la chaîne de côtes pour le recalage de la ligne de gravité dans le repère de la cabine de stéréoradiographie.

▷ **Conclusion :**

L'erreur globale de recalage 3D (intervalle de confiance à 95%) de la ligne de gravité dans le repère associé aux reconstructions 3D est de l'ordre de :

$$E_{global} = 2 * \sqrt{e_1^2 + e_2^2 + e_3^2} \approx 5 \text{ mm}$$

4.1.4 Les mesures de posture et de mobilité

▷ 1- Mesures des incertitudes du système Zebris® :

1.1 - Mesure d'un émetteur :

Le rayon moyen autour du barycentre des points mesurés est de $r_{moy} = 0.18 \text{ mm}$.

Le RMS sur ces valeurs est de 0.2 mm

1.2 - Influence de l'orientation d'un émetteur sur la stabilité de la mesure :

Les résultats sont présentés dans la figure 4.2.

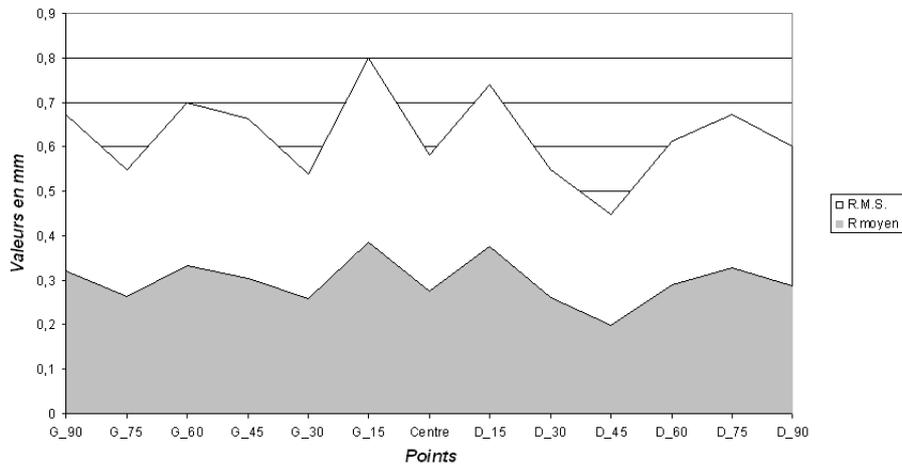


FIG. 4.2 – Influence de l'angle entre l'émetteur et le récepteur ZEBRIS®

Le rayon moyen pour l'ensemble de ces résultats est de $r_{moy} = 0.3 \text{ mm}$.

On obtient un RMS moyen de $RMS_{moy} = 0.6 \text{ mm}$.

1.3 - Mesure de la justesse du système dans le volume de mesure

L'écart moyen par rapport aux distances de référence imposées est telle que : $\Delta_{moy} = -0,6 \text{ mm}$.

L'écart type correspondant de $\sigma = 1,4 \text{ mm}$, soit pour un intervalle de confiance à 95% une erreur de $\pm 3 \text{ mm}$.

D'après ces résultats, la fidélité du système de mesure est de $\pm 1.2 \text{ mm}$, la justesse de mesure d'une distance dans l'ensemble du volume de mesure est de $\pm 3 \text{ mm}$.

▷ 2- Reproductibilité des mesures avec le système Zebris® :

Les tests de reproductibilité des mesures ont montré que :

⇒ pour les paramètres de posture :

Le tableau 4.2 présente les résultats associés aux paramètres calculés dans les tests de répétibilité en posture.

⇒ pour les paramètres de mesure des mobilités :

Paramètre mesuré	Intervalle de confiance à 95%
Ligne acromiale dans le plan frontal	$\pm 1.5^\circ$
Ligne acromiale dans le plan horizontal	$\pm 5.5^\circ$
Ligne spinale dans le plan frontal	$\pm 1.5^\circ$
Ligne spinale dans le plan sagittal	$\pm 3.0^\circ$
Obliquité du bassin (plan frontal)	$\pm 1.5^\circ$
Version pelvienne (plan sagittal)	$\pm 2.5^\circ$

TAB. 4.2 – Intervalles de confiance à 95% pour les paramètres mesurés en posture

Le tableau 4.3 présente les résultats associés aux paramètres calculés dans la mesure de la répétibilité des mouvements d'inflexion latérale droite et gauche.

Paramètre mesuré	Intervalle de confiance à 95%
Amplitude de mouvement du tronc par rapport au bassin	$\pm 3.6^\circ$
Amplitude de mouvement du bassin par rapport au repère global	$\pm 3^\circ$
Amplitude des épaules par rapport au bassin	$\pm 5^\circ$

TAB. 4.3 – Intervalles de confiance à 95% des paramètres mesurés en inflexions latérales

4.1.5 Conclusion sur la validation des outils de mesures

Nous avons vérifié que les systèmes de mesures que nous avons utilisés dans le cadre de cette recherche correspondaient aux besoins associés aux mesures de patients scoliotiques adolescents. Nous avons estimé pour chaque système la justesse et la reproductibilité de ces mesures. L'utilisation de ces systèmes pour l'étude de la scoliose idiopathique est innovante et nécessite d'être couplée avec un maximum d'information clinique et biomécanique pour chaque patient afin d'avoir une vision la plus complète possible du tableau « biomécanique » et de voir quels sont les éléments pertinents de cet ensemble d'informations pour la prédiction de l'aggravation de ces patients.

4.2 Résultats des analyses globales

4.2.1 Bilan des mesures effectuées

Les 72 sujets de l'étude (scolioses modérées) et les 64 sujets de référence (34 sujets asymptomatiques et 30 scolioses sévères) ont été analysés.

Le bilan des mesures réalisées est présenté ci-après :

Analyse site	Stéréoradiographie	efforts au sol	posture et mobilités	Simulation en EF de l'effet de la gravité	Total
SVP	10	2	0	10	10
St Etienne	34 (26, 19, 15, 5)	33 (26, 19, 15, 5)	34 (25, 19, 10)	34 (26,19,15,5)	34
Toulouse	15 (5, 1)	15 (5, 1)	0	15	15
Bordeaux	13	8	0	13	13
Total	72 (31, 20,15,5)	56 (31, 20,15, 5)	34 (25, 19, 10)	72 (31, 20, 15, 5)	72
Données de synthèse au 1 ^{er} examen	14 G, 58 F age moyen 12 ans	12 G, 44F age moyen 12 ans	14 G, 24 F age moyen 13 ans	14 G, 58 F age moyen 12 ans	

TAB. 4.4 – *Bilan des examens réalisés pour les scolioses modérées.*

Dans chaque case, le nombre de patients au premier examen est suivi du nombre de patients vus 2, 3, 4 ou 5 fois

Le résultat principal de ce travail de recherche est la constitution de la base de données centralisant toutes les informations concernant les patients observés : les données cliniques, les données issues des analyses complémentaires mais aussi les données des reconstructions 3D et les données des analyses en éléments finis. Dans cette deuxième partie associée aux résultats, nous verrons l'ensemble des données globales recueilli dans le cadre de ce projet mais aussi les analyses descriptives associés à ces données. Nous en retirerons les axes essentiels de ce travail et nous les approfondirons dans les parties suivantes.

Ainsi, nous verrons tout d'abord les résultats issus des reconstructions 3D et de la ligne de gravité. Ensuite, nous présenterons les résultats concernant les mesures de posture et de mouvements.

4.2.2 Paramètres globaux et ligne de gravité issus des reconstructions 3D

Sur l'ensemble de 200 paramètres calculés à partir des stéréoradiographies, nous avons sélectionné 16 paramètres (les mêmes qui ont été observés lors de l'étude de répétabilité) pour effectuer une analyse statistique descriptive, en considérant les 3 populations de notre étude (le 34 sujets asymptomatiques, les 30 scolioses pré-opératoire et les 72 patients FASI).

Nous avons observé ces paramètres suivant 2 classes :

1- les paramètres pelviens : nous avons observé les variations des valeurs de l'incidence pelvienne, de la pente sacrée et de la version pelvienne pour ces différentes populations

2- les paramètres positionnels globaux : nous avons principalement observé les valeurs des projections sur le plan frontal et sagittal de la plumbligne T9-HA (distance entre le centre du corps vertébral de T9 et le milieu de la ligne bicoxofémorale HA).

▷ Analyses des paramètres pelviens :

Les valeurs observées sont résumées dans le tableau 4.5 :

Paramètre (Valeurs en °)		Moyenne	Ecart type	Min	Max
Incidence Pelvienne	Sujets Asymptomatique	55	9	39	76
	Scoliotiques Pré-opératoires	56	13	30	91
	FASI	52	9	29	73
Version Pelvienne	Sujets Asymptomatique	15	7	-3	29
	Scoliotiques Pré-opératoires	14	9	-2	43
	FASI	12	7	-7	24
Pente Sacrée	Sujets Asymptomatique	40	6	27	58
	Scoliotiques Pré-opératoires	43	10	15	64
	FASI	41	7	17	56

TAB. 4.5 – Comparaison des paramètres pelviens pour les différentes populations

Les différences entre les populations sont mineures, que ce soit dans les valeurs moyennes ou dans le corridor des variabilités interindividuelles. Des tests ANOVA ont confirmé l'absence de différences significatives entre les groupes.

▷ **Analyses des paramètres rachidiens globaux :**

Les valeurs observées sont résumées dans le tableau 4.6 :

Paramètres		Moyenne	Ecart Type	Min	Max
Plumbliné T9/HA Sagittal (cm)	Sujets Asymptomatique	-6	2	-11	-3
	Scoliotiques Pré-opératoires	-2	4	-10	10
	FASI	-4	3	-9	8
Plumbliné T9/HA Frontal (cm)	Sujets Asymptomatique	0	2	-3	2
	Scoliotiques Pré-opératoires	-3	3	-9	5
	FASI	0	1	-3	3
D_moy Plan Sagittal (°)	Sujets Asymptomatique	5	3	0	10
	Scoliotiques Pré-opératoires	6	6	0	26
	FASI	7	5	0	31
D_moy Plan Frontal (°)	Sujets Asymptomatique	1	1	0	2
	Scoliotiques Pré-opératoires	4	4	0	17
	FASI	1	1	0	5

TAB. 4.6 – Comparaison des paramètres rachidiens globaux pour les différentes populations

Concernant les paramètres globaux de l'équilibre rachidien, les différences sont plus marquées concernant les projections dans le plan frontal et le plan sagittal, de la plumbliné de T9 (distance entre le centre du corps vertébral de T9 et le milieu de la ligne bicoxofémorale HA). Dans le plan sagittal, pour les asymptomatiques, T9 est toujours en arrière de HA, la distance variant entre 11 et 3 cm (moyenne 6 cm). Pour les scolioses sévères, la position de T9 varie de 10 cm en arrière à 10 cm en avant de HA (moyenne 2 cm en arrière). Pour les patients FASI, nous observons aussi une grande variabilité (La position de T9 varie de 9 cm en arrière à 8 cm en avant de HA, moyenne 4 cm en arrière). Ces observations ont été complétées par l'utilisation de tests ANOVA, qui montrent que seul le groupe des scolioses sévères, dans le plan frontal, se différencie des deux autres de manière statistiquement significative .

Il en est de même pour la projection de la droite moyenne de la colonne dans le plan frontal : les patients scoliotiques sévères se distinguent des autres groupes de façon significative mais il n'y a pas de différence entre les autres populations.

Enfin, la projection de cette droite moyenne dans le plan sagittal ne permet pas de distinguer les populations entre elles en raison des dispersions importantes de ce paramètre.

▷ **Analyses de la position de la ligne de gravité :**

Concernant la mesure des appuis plantaires, elle a permis de calculer les distances à la ligne de gravité des centres des corps vertébraux pour les vertèbres T1, T9 et apicales, du centre du plateau de S1 et du centre de l'axe bicoxofémoral (milieu des têtes fémorales). Ces valeurs ont été comparées aux valeurs de référence concernant les 34 sujets asymptomatiques (moyennes et corridors de référence). Nous n'avons malheureusement pas accès à de telles données pour les scoliose sévères.

Certaines mesures ont été écartées afin d'éliminer d'éventuels biais liés au positionnement des sujets dans la cabine de stéréoradiographie, mais il faut rappeler que les sujets asymptomatiques étaient radiographiés dans les mêmes conditions. Ces exclusions concernent 5 patients FASI pour lesquels nous avons observé des positions non naturelles. Il s'agissait de patients relativement jeunes (entre 9 et 10 ans), qui ont eu du mal à conserver leur posture physiologique dans la cabine de stéréoradiographie à cause de leur taille.

Le tableau 4.7 présente la synthèse des observations. Concernant les patients de l'étude (scolioses modérées), les résultats dans le plan frontal ne diffèrent pas sensiblement de ceux des sujets asymptomatiques. A l'inverse, l'équilibre est souvent perturbé dans le plan sagittal, ce qui se traduit par de nombreux paramètres situés en dehors des corridors des sujets asymptomatiques. A titre d'exemple la vertèbre T9 est souvent plus en avant de la ligne de gravité que chez le sujet asymptomatique.

patient	Classification	Distance à la ligne de gravité dans le plan frontal (en cm)					Distance à la ligne de gravité dans le plan sagittal (en cm)				
		T1	T9	Apex	S1	HA	T1	T9	Apex	S1	HA
Moyennes et corridors des sujets asymptomatiques		0,5 [-2,5; +2,5]	1 [-2; 2]		0,5 [-2; 2]	0,5 [-2; 2]	0 [-5,5; 5,5]	-2,5 [-4,5; 4,5]		1,5 [-3; 3]	3 [-3; 3]
Moyennes et corridors du groupe FASI		-1,2 [-3; 3]	-1,1 [-3; 3]	-1,3 [-3; 3]	-0,7 [-2; 2]	0,5 [-2; 2]	1,2 [-8; 8]	2,7 [-7; 7]	0,8 [-7; 7]	0 [-6; 6]	-1,5 [-6; 6]
FASI_01	C1	-0,7	-0,6	-0,6	0,3	0,0	1,1	2,1	2,5	-1,0	-2,1
FASI_02	C0	-0,2	-0,3	0,7	-0,3	-1,2	0,6	4,6	2,4	1,6	0,4
FASI_03	C0	0,2	-0,7	-1,6	-0,8	-0,6	-5,1	-2,8	-5,9	-3,1	-2,0
FASI_04	C1	-1,1	-1,4	-1,5	-0,1	-0,5	-3,9	-2,6	-2,3	-5,5	-6,7
FASI_05	C0	-0,9	-0,9	-0,3	-0,4	-1,4	-2,6	-0,3	-3,1	-3,0	-2,3
FASI_06	C1	-2,5	-2,1	-2,3	-0,8	-1,0	3,5	4,8	2,1	0,2	-0,9
FASI_07	C1	-1,4	-1,2	-0,4	-0,8	-0,3	-2,5	1,7	-0,1	-1,4	-2,1
FASI_08	C0	-2,8	-3,8	-3,9	-1,6	-1,2	-2,2	-1,9	-2,5	-6,1	-5,1
FASI_10	C5	-1,1	-0,2	0,4	-0,8	-1,0	-3,5	-1,4	-2,4	-2,4	-3,8
FASI_11	C0	-0,7	-1,3	-1,5	0,5	-0,4	-5,4	-5,4	-7,6	-8,5	-9,6
FASI_12	C0	-2,4	-3,0	-3,0	-2,1	-1,1	-2,3	1,9	-0,4	1,5	-1,0
FASI_13	C1	-3,3	-2,9	-3,0	-1,2	-0,4	-4,6	-1,2	-3,5	-7,0	-8,5
FASI_14	C3	-2,0	-1,6	-1,9	-0,4	-0,4	3,9	3,7	1,8	3,2	1,6
FASI_15	C0	-0,2	-0,4	0,4	-0,7	-1,1	3,3	6,3	3,4	4,9	4,1
FASI_16	C1	-1,5	-1,6	-0,8	-1,0	-0,8	0,2	2,2	0,2	1,3	-0,6
FASI_17	C3	-4,0	-3,6	-4,1	-3,0	-1,8	-1,3	2,1	0,3	0,1	-1,4
FASI_18	C1	-0,9	-2,1	-2,1	-0,2	-0,6	-3,3	-2,0	-2,0	-4,9	-4,4
FASI_19	C1	-2,6	-1,6	-1,9	-1,1	-0,7	2,1	3,1	0,8	0,3	-1,2
FASI_20	C1	0,1	-0,4	0,7	0,2	0,0	-1,4	0,2	-2,8	-1,9	-2,2
FASI_21	C1	-1,4	-1,5	-2,1	-1,8	-1,3	1,9	4,9	1,7	1,6	-0,7
FASI_22	C0	-1,7	-2,0	-2,0	0,0	0,8	5,8	3,1	3,1	-0,1	-0,8
FASI_25	C1	-2,2	-0,9	-0,9	-1,2	-1,2	1,2	3,8	3,6	2,9	1,3
FASI_26	C0	-0,6	-0,8	-1,8	-0,4	-0,5	-3,5	-2,0	-2,9	-1,3	-4,7
FASI_27	C1	-2,6	-2,5	-2,3	-1,9	-0,9	3,1	3,2	0,0	1,2	0,4
FASI_28	C3	-2,8	-2,4	-3,2	-1,5	-0,8	5,3	6,9	3,4	3,5	0,8
FASI_29	C1	-1,1	-0,9	-1,1	-0,3	-0,2	5,4	4,8	1,6	1,5	-0,1
FASI_30	C1	-0,9	0,0	0,1	-0,6	0,1	-3,3	-0,9	-0,9	-2,3	-4,7
FASI_31	C3	-2,9	-2,2	-2,2	-0,9	-0,3	2,4	4,4	4,4	3,0	0,9
FASI_32	C3	-1,6	-1,2	-1,2	-1,3	-1,5	2,5	3,6	4,1	0,9	0,2
FASI_33	C1	-0,4	-1,0	-0,9	-0,1	-0,6	4,7	5,5	4,1	3,2	1,7
FASI_35	C5	1,9	0,2	1,7	-1,1	-0,7	5,9	7,4	4,9	3,0	2,5
FASI_36	C3	-1,6	-1,8	-2,4	-0,9	-0,6	6,6	6,6	2,7	2,6	0,7
FASI_37	C1	-1,7	-2,2	-2,6	-1,0	-0,2	1,1	1,2	-2,6	-2,9	-4,3
FASI_38	C1	-1,1	-1,4	-1,7	0,0	0,4	1,1	2,5	-1,1	-2,2	-2,6
FASI_39	C3	1,2	0,7	2,2	0,2	-1,0	4,4	3,5	-1,4	0,1	-1,2
FASI_40	C5	0,1	0,9	1,2	0,1	0,6	1,5	1,8	2,5	-0,8	-2,7
FASI_41	C1	0,6	0,5	-0,4	0,5	0,2	-4,2	-1,3	-4,1	-2,9	-5,1
FASI_42	C1	0,3	0,2	-1,3	-0,4	0,1	4,0	5,9	1,7	4,0	1,3
FASI_43	C3	-1,7	0,0	-1,0	0,7	0,8	-2,7	0,4	-1,9	-2,0	-3,4
FASI_44	C1	2,4	1,6	1,8	0,5	1,5	4,1	4,2	2,9	1,9	-1,3
FASI_46	C3	0,4	1,3	1,3	0,4	1,3	3,1	4,8	4,9	1,8	-0,8
FASI_47	C1	-0,9	-1,8	-2,2	-0,2	0,9	2,3	5,7	4,7	0,2	-1,4
FASI_48	C1	-0,6	-1,1	-2,4	-0,7	0,2	0,0	0,5	-3,2	-2,8	-3,7
FASI_49	C5	0,5	1,0	1,0	-1,4	-1,4	7,6	8,6	5,4	4,3	2,2
FASI_50	C1	0,0	-0,3	-0,3	1,8	1,2	1,4	4,7	4,7	1,8	-0,5
FASI_52	C3	-4,0	-1,7	-1,7	-2,4	-2,4	-0,9	-0,2	-0,2	1,8	-1,4
FASI_53	C0	-2,7	-1,3	-5,9	-2,7	-1,4	1,0	5,0	2,0	2,5	1,5
FASI_54	C3	-1,7	-1,5	-3,0	-1,0	-1,7	-2,4	-0,4	-2,7	-3,6	-5,9
FASI_55	C0	-0,5	-1,7	-2,5	-0,4	-0,1	-2,9	-2,1	-6,1	-2,3	-3,9
FASI_56	C0	-1,5	-1,2	-1,5	-0,6	-0,1	2,9	5,9	2,5	2,5	-0,6
FASI_57	C1	-3,6	-4,0	-4,0	-3,0	-2,4	-2,4	0,8	-0,2	-4,3	-5,6
FASI_58	C3	0,8	2,1	2,2	1,0	0,4	-0,7	0,5	0,2	-1,3	-3,1

TAB. 4.7 – Résultats des valeurs de position de la ligne de gravité par rapport aux reconstructions 3D.

Représentation des valeurs de position relative entre les centres des corps vertébraux et la ligne de gravité (LG) au premier examen. (Signe + : en avant de la LG, - : en arrière de la LG)

Les distributions étant gaussiennes, les corridors sont établis à partir de l'intervalle de confiance à 95% des valeurs des sujets asymptomatiques.

Les valeurs grisées correspondent aux cas sortant de ce corridor.

4.2.3 Analyses de la posture et des mobilités

Nous obtenons pour chaque patient mesuré une fiche résumant l'ensemble des données calculées pour les 34 sujets concernés et pour les 14 sujets constituant le groupe témoin; nous avons synthétisé les résultats dans les tableaux 4.8 et 4.9.

		POSTURE : orientations des lignes caractéristiques du patients					
		Inclinaisons dans le plan FRONTAL			dans le plan SAGITTAL		dans le plan HORIZONTAL
		<i>ligne Acromiale</i>	<i>ligne Spinale (Gîte frontale)</i>	<i>ligne des EJAS (Obliquité du bassin)</i>	<i>ligne Spinale (Gîte sagittale)</i>	<i>Version pelvienne</i>	<i>orientation de la ligne Acromiale</i>
Classe FASIS et ligne							
Corridors du Groupe témoins		[6°; 8°]	[-6°; 6°]	[4°; 4°]	[-3°; 8°]	[2°; 22°]	[-8°; 8°]
Moyennes et Corridors du Groupe FASI		0 [-6°; 8°]	-1 [-6°; 6°]	-1 [-8°; 8°]	4 [-14°; 20°]	10 [-12°; 32°]	-1 [-10°; 8°]
FASI_01	C1	3	0	-1	-3	5	-2
FASI_02	C0	5	1	5	-1	3	-11
FASI_03	C0	-2	-1	-4	1	11	1
FASI_04	C1	-1	1	0	0	13	-6
FASI_05	C0	0	1	-3	0	7	-5
FASI_06	C1	1	-5	-10	6	15	-11
FASI_07	C1	5	-1	5	10	6	0
FASI_08	C0	-3	-5	-5	-1	14	-1
FASI_09	C1	-3	-5	-5	-1	14	0
FASI_10	C5	1	0	5	4	15	1
FASI_11	C0	5	3	6	5	20	5
FASI_12	C0	1	-1	2	9	9	7
FASI_13	C1	2	-2	-13	-1	3	2
FASI_14	C3	0	-4	-3	-1	18	-4
FASI_15	C0	2	1	3	-1	9	-2
FASI_16	C1	2	-3	-1	0	5	-2
FASI_17	C3	-2	-3	-1	0	25	-2
FASI_18	C1	-1	-3	3	-7	-14	5
FASI_19	C1	-1	1	5	-10	-10	2
FASI_20	C1	4	4	0	11	7	4
FASI_21	C1	3	-2	5	-9	-20	2
FASI_22	C0	-2	-1	6	-14	-17	9
FASI_23	C1	-8	-1	-1	14	19	-2
FASI_24	C1	-7	0	0	15	15	-2
FASI_25	C1	2	0	-5	17	21	0
FASI_26	C0	2	1	-1	5	12	-4
FASI_27	C1	1	0	-7	7	15	-8
FASI_28	C3	0	-1	-1	1	19	4
FASI_29	C1	-3	-6	-2	15	18	-4
FASI_30	C1	-1	-1	-3	12	19	-8
FASI_31	C3	1	-2	-1	12	16	0
FASI_32	C3	0	2	-1	13	18	2
FASI_33	C1	0	6	2	11	19	2
FASI_34	C1	2	6	2	13	20	3

TAB. 4.8 – Résultats des mesures de posture à l'aide du système ZEBRIS®.

Les comparaisons sont faites par rapport aux données du groupe témoin.

Nous observons, pour plusieurs patients, une ligne spinale qui présente une gîte sagittale plus importante que celle du groupe témoin, vers l'avant pour certains, et pour d'autres, vers l'arrière, associée à une antéversion du bassin. Ces données confirment celles de la stéréoradiographie, sans qu'un lien clair soit établi avec l'évolution de la scoliose.

		Inflexions Droite-Gauche : amplitudes des mouvements du patient (Angles3D)								
		Amplitudes de mouvement du tronc par rapport au bassin			Amplitudes de mouvement du bassin par rapport au repère global (verticale)			Amplitudes de mouvement des épaules par rapport au bassin		
		Symétrie	Droite	Gauche	Symétrie	Droite	Gauche	Symétrie	Droite	Gauche
Classification clinique										
Corridors du Groupe témoins			[20° ; 40°]	[-40° ; -20°]		[-5° ; 20°]	[20° ; 5°]		[30° ; 55°]	[-55° ; -30°]
Corridors du Groupe FASl		4 [-8° ; 16°]	36 [24° ; 48°]	-32 [-43° ; -21°]	-4 [-16° ; 8°]	3 [-8° ; 14°]	-5 [-20° ; 9°]	2 [-14° ; 19°]	55 [35° ; 74°]	-52 [-74° ; -31°]
FASl_01	C1	-2	36	-38	7	8	-1	2	56	-54
FASl_02	C0	2	30	-28	-3	-1	2	1	41	-39
FASl_03	C0	5	37	-32	-5	6	-12	14	54	-40
FASl_04	C1	6	33	-26	-5	3	-8	4	45	-41
FASl_05	C0	5	34	-29	0	5	-5	-2	52	-54
FASl_06	C1	1	34	-33	-2	-1	-1	3	50	-47
FASl_07	C1	10	38	-29	2	3	1	11	65	-54
FASl_08	C0	14	43	-28	-7	-5	-1	12	53	-41
FASl_09	C1	17	44	-26	-4	-3	-1	13	53	-41
FASl_10	C5	6	31	-25	-3	-2	-1	11	47	-36
FASl_11	C0	2	32	-30	0	7	-8	4	47	-43
FASl_12	C0	1	23	-22	-8	6	-15	-1	25	-25
FASl_13	C1	10	40	-30	-5	4	-9	8	62	-53
FASl_14	C3	-4	41	-44	-6	-4	3	1	60	-58
FASl_15	C0	2	44	-42	-5	-3	2	0	63	-63
FASl_16	C1	2	26	-24	-5	-4	-2	5	45	-40
FASl_17	C3	9	36	-27	-14	9	-23	-2	44	-46
FASl_18	C1	-1	31	-32	-12	1	-13	-6	48	-54
FASl_19	C1	-2	36	-38	3	9	-6	-3	54	-56
FASl_20	C1	-2	36	-38	2	5	-3	-3	61	-64
FASl_21	C1	3	38	-35	5	7	2	-8	61	-69
FASl_22	C0	4	39	-35	10	12	2	-4	65	-69
FASl_23	C1	5	37	-32	-15	-6	-8	9	68	-59
FASl_24	C1	6	38	-32	-15	-6	-8	11	69	-58
FASl_25	C1	4	39	-35	-2	0	2	5	66	-61
FASl_26	C0	-7	37	-44	2	8	-6	-14	49	-63
FASl_27	C1	-3	27	-30	-1	2	3	4	47	-44
FASl_28	C3	2	27	-25	-6	-2	5	-19	50	-68
FASl_29	C1	7	47	-40	-3	3	-6	4	65	-61
FASl_30	C1	19	47	-29	0	10	-10	22	68	-45
FASl_31	C3	-5	26	-31	-6	0	-6	0	53	-53
FASl_32	C3	8	44	-36	-7	2	-9	4	69	-65
FASl_33	C1	2	32	-29	-12	11	-23	-3	51	-55
FASl_34	C1	6	33	-27	-9	13	-21	-2	52	-54

TAB. 4.9 – Résultats des mesures des mouvements d'inclinaison à l'aide du système ZEBRIS®. Les comparaisons sont faites par rapport aux données du groupe témoin.

Concernant l'analyse des mouvements d'inclinaison latérale droite et gauche (tableau 4.9), la souplesse de ces jeunes patients est observable notamment sur la valeur des angles 3D exprimant le mouvement des épaules par rapport au bassin. Certains patients ont une asymétrie marquée, mais il est difficile de différencier ce qui est réellement fonctionnel de ce qui est lié à une reproductibilité de la mesure des mouvements chez ces jeunes patients.

4.2.4 Conclusion sur ces analyses globales :

Nous avons pu observer dans cette partie que de nombreux paramètres mesurés dans le cadre de cette étude ne sont pas discriminants entre les populations dites de référence et la population des patients FASI. Il n'en reste pas moins qu'une base de données est en cours de construction pour ces différents patients et que ces paramètres pourraient apporter au clinicien, à long terme, des informations précieuses concernant l'évolution de ces scolioses modérées.

Nous allons, à présent, observer certains paramètres issus des reconstructions 3D qui se sont avérés plus pertinents dans l'établissement des tableaux biomécaniques de ces scolioses.

4.3 Résultats des analyses sur les paramètres spécifiques issus des reconstructions 3D

4.3.1 Rappel des paramètres retenus :

Nous rappelons les quelques paramètres d'intérêt sur lesquels nous avons focalisé l'intérêt, permettant d'apprécier précocement si la courbure en présence a des similarités avec la description des courbures structurales dans les scolioses sévères :

- **l'angle de Cobb 2D** : obtenu par rétroprojection des vertèbres limites de la courbure principale reconstruites à partir des données de stéréoradiographie.
- **la rotation axiale de la vertèbre apicale** : RVA_{Ap} , calculée pour la vertèbre apicale de la courbure principale.
- **les rotations intervertébrales axiales en zones jonctionnelles** : RIA_{sup} et RIA_{inf} , respectivement pour les rotations intervertébrales axiales en zone jonctionnelle supérieure et inférieure de la courbure principale.
- **le différentiel de rotation intervertébrale sagittale en zone apicale** : RIS_{Ap} , qui est calculé par comparaison des valeurs des RIS au niveau de la vertèbre apicale de la courbure principale par rapport à la RIS moyenne des sujets asymptomatiques pour le même niveau vertébral.
- **l'indice de torsion** : qui représente la moyenne des sommes des rotations axiales intervertébrales des deux hémi-courbures de la courbure principale.

Afin d'évaluer la pertinence de ces paramètres, une classification subjective a été réalisée par les cliniciens partenaires, sur les 72 patients FASI, notamment lors du dernier examen, selon 3 classes :

Classe	Appréciation du clinicien	Nombre de patients (%)
Classe C0	Le suivi est réalisé, mais il y a une forte présomption de scoliose non évolutive	16+2* (25%)
Classe C1	Le suivi est réalisé, l'évolution est incertaine, mais le clinicien pencherait vers une présomption de non évolutivité	34 (47%)
Classe C3	Le suivi est réalisé, il y a une présomption sérieuse d'évolutivité	14 (19%)

TAB. 4.10 – Classification des patients FASI par les cliniciens au dernier examen

(*) Deux patients ont été exclus de l'étude, en raison de leur âge (16 et 19 ans), et de leur maturation osseuse (Risser 2 et 3). En effet, ces patients atypiques aurait introduit certains biais dans l'analyse.

Une classe supplémentaire C5 (6 patients, 8%) concerne les patients pour lesquels une décision de traitement par corset est prise, il s'agit donc de patients dont l'aggravation a été considérée comme avérée.

Les figures 4.3 et 4.4 montrent les valeurs moyennes et extrêmes de ces paramètres, pour les différentes classes de patients. (Les RIA_ZJ, rotations intervertébrales axiales en zone jonctionnelle supérieure et inférieure, sont données en valeur absolue).

Pour les scolioses sévères, l'indice de torsion dépasse systématiquement 5°, il est en moyenne de 15° et peut atteindre 25°, voire dans un cas 35°. La courbure locale sagittale est très souvent inférieure à la moyenne de sujets asymptomatiques. Cette diminution est en moyenne de 5°, et dépasse 15° en zone thoracique dans certaines scolioses doubles majeures, confirmant que lorsque les examens sont réellement tridimensionnels les vertèbres sont en extension les unes par rapport aux autres ([Perdriolle & Vidal 1985]). Seuls 4 cas comportent des différentiels positifs, il s'agit de cas où la vertèbre apicale est située entre T8 et T11. Les rotations axiales intervertébrales en zone jonctionnelle, sont en moyenne de 5°, le plus souvent plus importantes

en zone jonctionnelle supérieure. La rotation axiale de la vertèbre apicale atteint en moyenne 55°.

Ainsi, ces travaux confirment les observations qualitatives de différents auteurs ([Lonstein & Carlson 1984, Peterson & Nachemson 1995, Duval-Beaupere 1996]), et montrent qu'une courbure structurale est décrite par un « pattern » spécifique associant rotation axiale progressive des vertèbres avec une valeur maximale en zone apicale, rotations intervertébrales maximales en zones jonctionnelles, et diminution de la courbure sagittale.

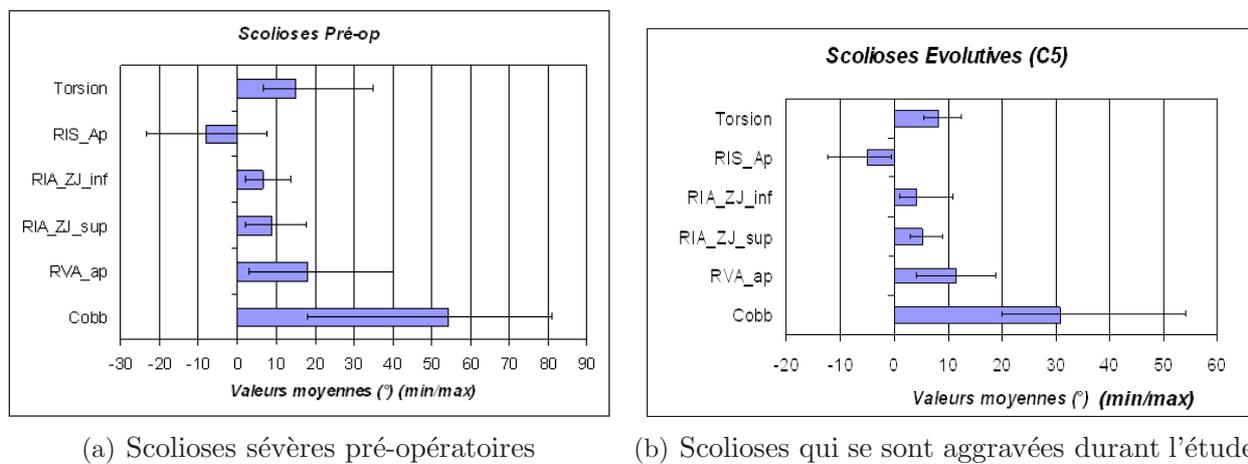


FIG. 4.3 – Valeurs des 6 paramètres principaux issus des reconstructions 3D

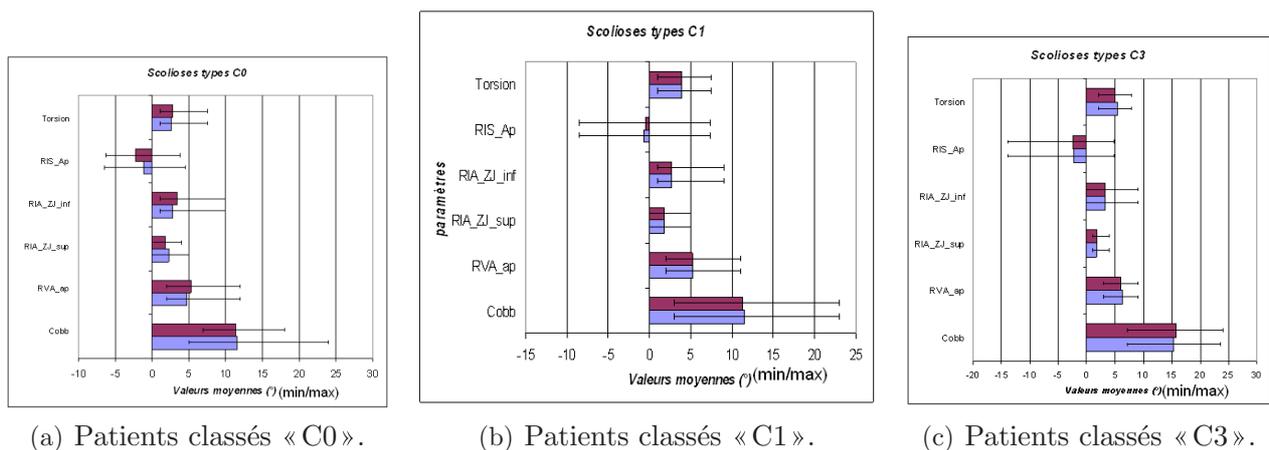


FIG. 4.4 – Valeurs des 6 paramètres principaux issus des reconstructions 3D pour les patients FASI

Les zones foncées correspondent aux données pour les 60 patients dont l'indice de Risser est inférieur ou égal à 1.

Les tableaux sont similaires pour les patients du groupe C5 (sortis du protocole pour traitement par corset), bien que moins marqués : l'indice de torsion est systématiquement supérieur à

5°, courbure locale sagittale diminuée, rotations axiales intervertébrales aussi bien en zone jonctionnelle supérieure qu'en zone inférieure, généralement plus importantes en zone supérieure.

A l'opposé, les patients du groupe C0 et C1, présumés non évolutifs, présentent des indices de torsion inférieurs à 5°, sauf dans 3 cas. Ceci indique que même lorsqu'il existe une rotation axiale non négligeable, cette rotation n'est pas le résultat d'une évolution progressive dans la courbure, à partir des zones jonctionnelles (voir figure 4.5). Les courbures sagittales locales sont peu modifiées par rapport à la moyenne des sujets asymptomatiques, et lorsque les diminutions de courbures sont plus marquées, celles-ci ne sont pas associées à des rotations intervertébrales axiales importantes ($<3^\circ$).

Les patients de la classe C3 ont des configurations très diverses, liées probablement à l'inhomogénéité de ce groupe.



FIG. 4.5 – Patient présentant une rotation axiale apicale visible avec un indice de torsion faible. FASL15: RVA = 7° , Torsion = 3°

4.3.2 Analyse factorielle discriminante basée sur ces paramètres :

Dans la mesure où nous avons pu confirmer clairement un « pattern » associé aux courbures structurales, nous avons recherché pour les scoliose modérées si ce « pattern » existe, même à l'état embryonnaire. Nous avons utilisé pour cela un modèle statistique d'analyse factorielle discriminante, basé sur le descriptif des 3 groupes (asymptomatiques N, scoliose sévères S et scoliose aggravées C5), pour situer, *a priori*, chaque patient de l'étude à partir de la similitude de sa courbure par rapport à celle des groupes de référence. Le modèle, sur la base des paramètres précités et de l'angle de Cobb, différencie bien ces 3 populations, confirmant que leurs tableaux respectifs sont discriminants. Seul un cas de patient C5 a été classé en S, il s'agissait d'un patient vu tardivement avec une scoliose importante ce qui explique son classement.

La distribution automatique des patients FASI (C0, C1 et C3) dans ces groupes, à partir du tableau clinique de chacun d'eux au premier examen, montre un classement statistique qui se situe entre N et C5 (aucun patient n'a, d'emblée, une configuration proche de celle des scoliose sévères, ce qui est cohérent). Le classement statistique est comparé au classement clinique, et aboutit à la même présomption dans la majorité des cas : en majorité, des classements cliniques C0 et C1 sont classés similaires à N, et en majorité les classements C3 sont similaires en C5. Cependant, des différences existent, et pourraient être expliquées par plusieurs facteurs :

- Un indice de Risser supérieur à 1 conduit souvent à un classement C0 ou C1. Ceci montre l'intérêt d'introduire cet indice dans le modèle statistique,
- L'incertitude dans le classement du clinicien, de l'avis même des concernés. Seule la surveillance de l'ensemble de la cohorte jusqu'à la fin de la croissance permettra de conclure sur l'apport de ce modèle statistique,
- La taille réduite du groupe C5 est certainement également un facteur,
- Le modèle statistique lui-même pourrait probablement être amélioré par l'introduction d'autres paramètres pertinents.

Afin de diminuer les difficultés d'interprétation des résultats, nous avons effectué une étude particulière sur **60 patients** FASI dont le Risser était inférieur ou égal à 1 au premier examen.

Sur cette population nous avons obtenu le tableau de concordance (tableau 4.11) et le graphe de répartition des populations (figure 4.6) suivants :

Classification clinique à la dernière vue	Classification du modèle statistique à partir de la 1 ^{ère} vue	
	N	C5 ou S
C0 ou C1 (39)	32	7
C3 (15)	5	10
C5 (6)	1	5

TAB. 4.11 – *Tableau des concordances*

Concordances entre la classification automatique à partir des premières vues et la classification clinique au dernier examen

Les concordances entre les résultats de ce modèle statistique et les classifications subjectives au dernier examen sont de 75% . Le tableau 4.12 présente le résultat de cette analyse pour l'ensemble de la population. Un **indice de similitude**, en %, est associé à la classification automatique. Un patient est classé N si l'indice de similitude est supérieur à 50% par rapport à la population des sujets asymptomatiques. Il est classé C5 si l'indice de similitude est supérieur à 50% par rapport à la population des sujets qui se sont aggravés. Plus l'indice est élevé, plus la similarité est considérée comme importante par rapport à la classe considérée.

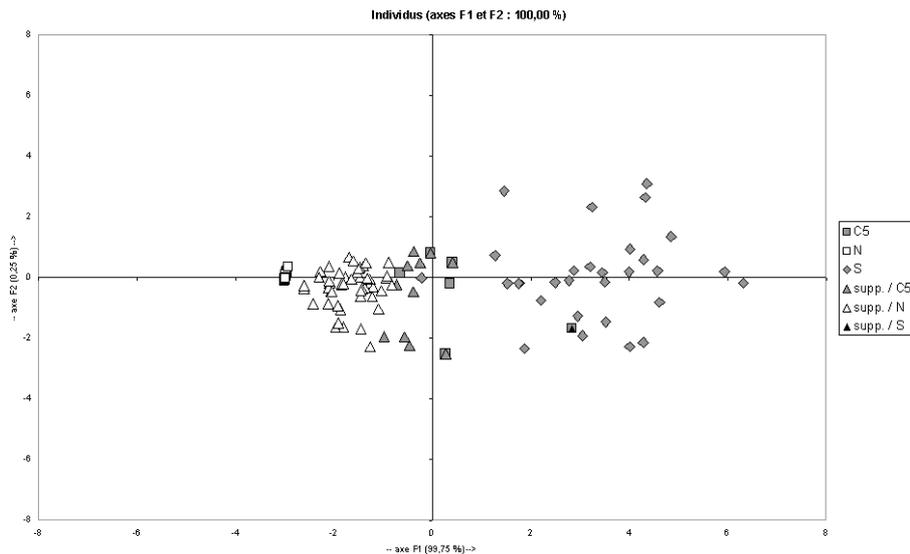


FIG. 4.6 – *Graphe de répartition des populations*

Ce graphe est obtenu à partir de l'analyse factorielle discriminante basée sur les trois populations de références (N, S, C5) et permettant la classification des 60 patients FASI d'indice de Risser inférieur ou égal à 1 (supp N, Supp C5 ou supp S).

Le tableau 4.12 présente les résultats de classification automatique selon les différentes vues.

Patients	Classification Clinique au dernier examen	Stat1		Stat2		Stat3		Stat4		Stat5		Courbures
			%		%		%		%		%	
FASI_01	C1	N	94%	N	97%							Thoracique
FASI_04	C1	N	53%									Thoracique
FASI_06	C1	N	90%									Thoraco-lombaire
FASI_07	C1	N	89%									Thoraco-lombaire
FASI_08	C3	C5	69%									Thoraco-lombaire
FASI_09	C1	N	71%									Thoraco-lombaire
FASI_10	C5	C5	71%	C5	58%	C5	98%	C5	98%	C5	98%	Thoraco-lombaire
FASI_11	C0	C5	98%	N	63%	N	73%	N	65%	N	87%	Thoraco-lombaire
FASI_13	C1	N	89%	C5	51%							Thoraco-lombaire
FASI_14	C3	N	94%	C5	86%	C5	78%					Thoraco-lombaire
FASI_16	C1	N	90%	N	98%	N	93%	N	99%			Thoraco-lombaire
FASI_17	C3	N	86%	C5	72%	C5	67%	C5	56%			Thoraco-lombaire
FASI_18	C1	C5	95%	C5	78%							Thoraco-lombaire
FASI_19	C1	N	96%	N	97%	N	98%					double
FASI_20	C1	C5	85%	N	55%							Thoraco-lombaire
FASI_21	C1	N	98%	N	98%	N	97%					Thoraco-lombaire
FASI_22	C0	N	95%	N	76%							Thoraco-lombaire
FASI_23	C1	C5	72%	N	68%							Thoraco-lombaire
FASI_24	C1	C5	69%									Thoraco-lombaire
FASI_25	C1	N	76%	C5	69%							double
FASI_27	C1	N	99%	N	97%	N	97%	N	96%	N	97%	Thoraco-lombaire
FASI_28	C3	C5	53%	N	88%	C5	77%	N	64%			Thoraco-lombaire
FASI_29	C1	N	98%	N	94%	C5	82%	C5	66%			Thoraco-lombaire
FASI_31	C3	N	73%	N	71%	C5	86%					double
FASI_32	C3	N	96%	C5	55%	N	70%	C5	86%			double
FASI_33	C1	N	98%									Thoraco-lombaire
FASI_34	C1	C5	85%									double
FASI_35	C5	C5	97%									Thoraco-lombaire
FASI_36	C3	C5	72%									double
FASI_37	C1	N	61%									Thoraco-lombaire
FASI_38	C1	N	79%									Thoraco-lombaire
FASI_39	C3	C5	96%									Thoraco-lombaire
FASI_40	C5	C5	97%									double
FASI_41	C1	C5	56%									Thoracique
FASI_42	C1	N	56%	N	78%							Thoraco-lombaire
FASI_43	C3	C5	90%									Thoraco-lombaire
FASI_44	C1	N	78%	C5	79%							double
FASI_45	C3	C5	80%	C5	83%	C5	93%					Thoraco-lombaire
FASI_47	C1	N	65%									double
FASI_48	C1	N	61%									Thoraco-lombaire
FASI_49	C5	N	69%	C5	86%							Thoraco-lombaire
FASI_50	C1	N	50%									Thoraco-lombaire
FASI_51	C1	N	83%									Thoraco-lombaire
FASI_52	C3	C5	95%									Thoraco-lombaire
FASI_54	C3	C5	71%									Thoraco-lombaire
FASI_56	C0	N	86%									Thoraco-lombaire
FASI_57	C1	N	93%									Thoraco-lombaire
FASI_58	C3	N	65%									Thoraco-lombaire
FASI_59	C5	S	85%									Thoraco-lombaire
FASI_60	C0	N	99%									double
FASI_61	C1	N	85%									Thoraco-lombaire
FASI_62	C0	N	85%									lombaire
FASI_63	C1	N	94%									Thoraco-lombaire
FASI_64	C3	C5	91%									Thoraco-lombaire
FASI_65	C1	N	66%									Thoraco-lombaire
FASI_66	C0	N	89%									double
FASI_67	C1	N	97%									Thoraco-lombaire
FASI_69	C0	N	77%									Thoraco-lombaire
FASI_71	C0	N	89%									Thoraco-lombaire
FASI_72	C5	C5	100%									Thoraco-lombaire

TAB. 4.12 – Différentes classifications automatiques suivant les examens cliniques

Parmi les patients aggravés, 1 seul a été classé N au premier examen. Il s'agit du patient FASI 49 (figure 4.7), qui s'est fortement aggravé en 6 mois, et a été classé C5 à l'examen suivant. Nous pouvons noter néanmoins que dès le premier examen ce patient présentait des signes : un indice de torsion supérieur à 5°, et une réduction de cyphose locale.

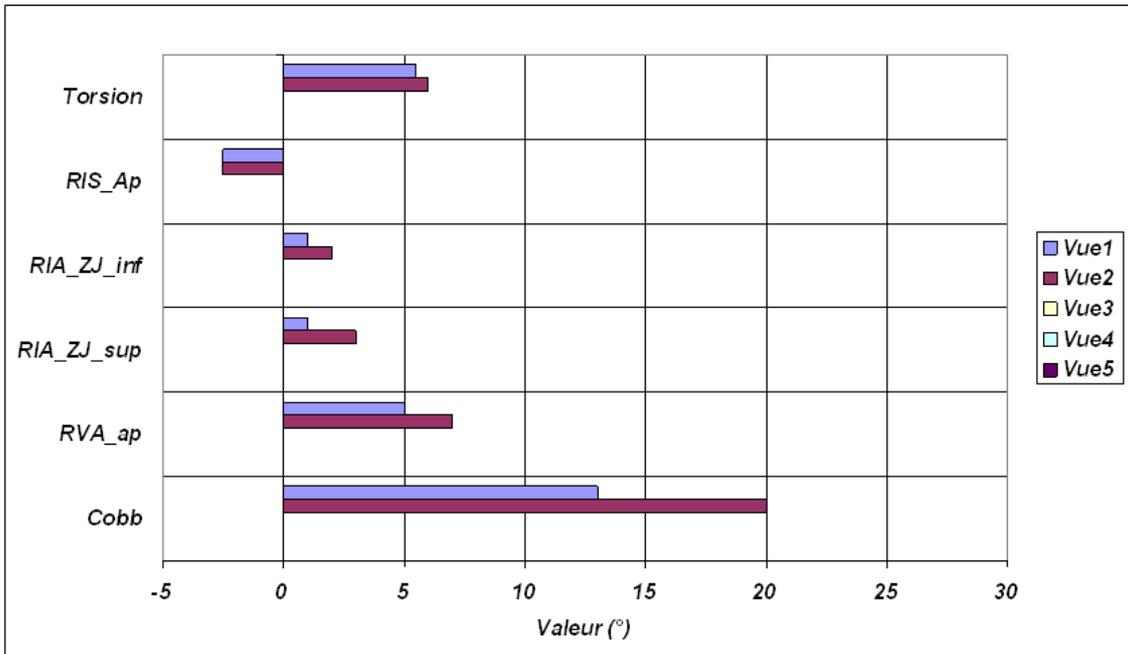


FIG. 4.7 – Différentes données concernant le patient FASI_49
 Classification automatique vue1 = N
 Classification automatique vue2 = C5.

4.3.3 Discussion des résultats obtenus :

▷ **Patients classés par le clinicien comme probablement non évolutifs :**

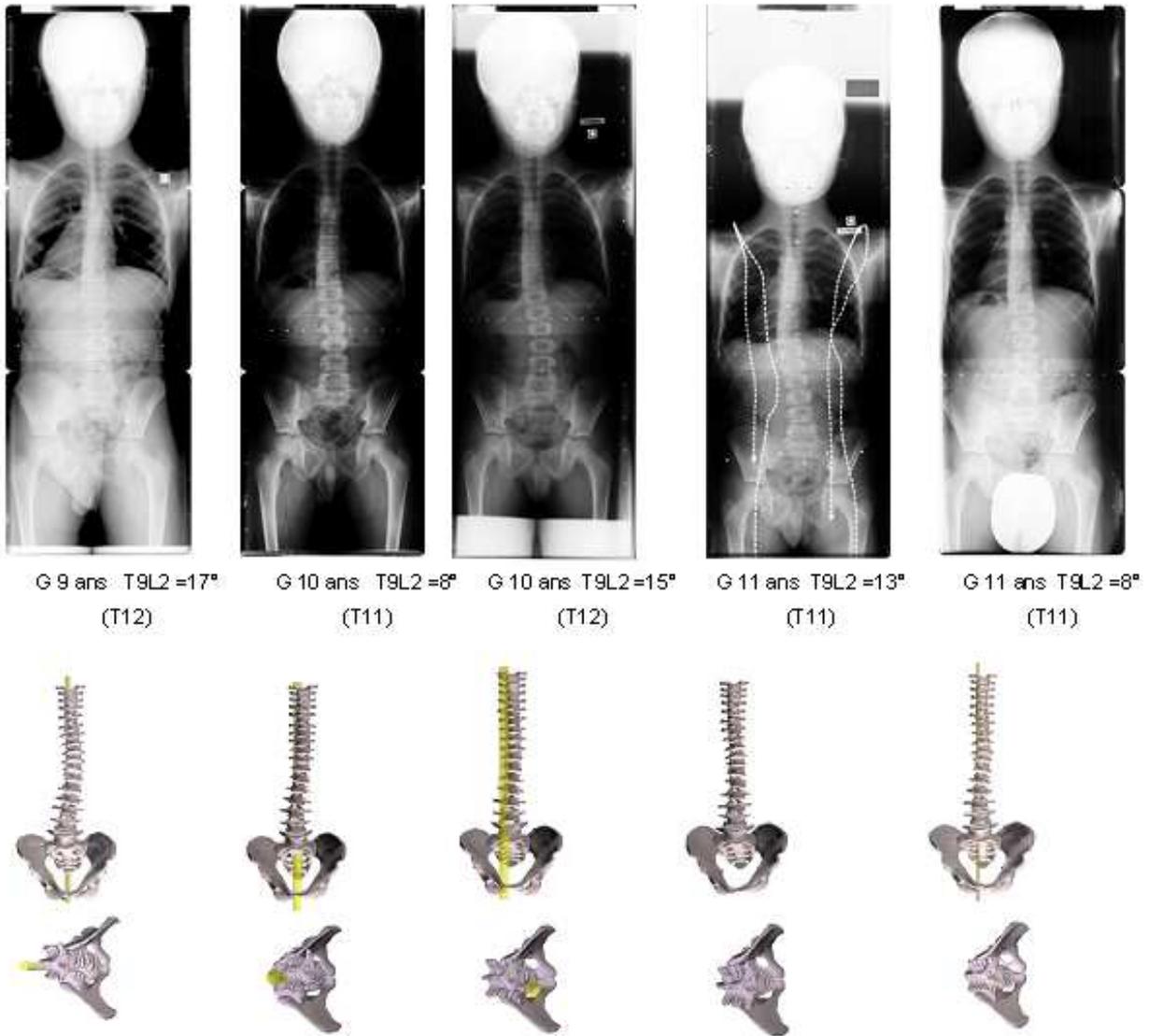
Parmi les 39 sujets classés par le clinicien comme probablement non évolutifs, 32 ont été classés au premier examen, comme «non similaires» aux scoliose aggravées, au regard des 6 paramètres décrits précédemment. Il y a donc dans 80% des cas une concordance entre l'analyse subjective du clinicien au dernier recul et une classification automatique précoce associée à une description objective de la courbure principale.

Pour **7 patients**, il n'y a pas concordance : il nous a semblé important de détailler ces cas, pour mieux comprendre l'intérêt et les limites des paramètres considérés et de la classification associée.

⇒ **Dans 3 cas**, (FASL11, 20, 23), le patient a eu une régression spontanée de sa scoliose dans les 6 premiers mois du suivi. Il est remarquable de noter que dans ces 3 cas cette régression s'est accompagnée d'une réduction de la rotation intervertébrale en zone jonctionnelle inférieure. La synthèse des dossiers correspondants est présentée dans les pages suivantes.

Sont présentés : les clichés radiographiques du patient aux différents examens, l'angle de Cobb de la courbure principale et le niveau de la vertèbre apicale, les reconstructions 3D, et un graphique représentant les valeurs des 6 paramètres aux différents examens. Est mentionné également le classement automatique effectué à partir de la similarité aux sujets asymptomatiques (N), ou aux scoliose aggravées (C5).

FASI_11 : ce patient a été vu 5 fois



Classement Clinique au dernier examen : C0

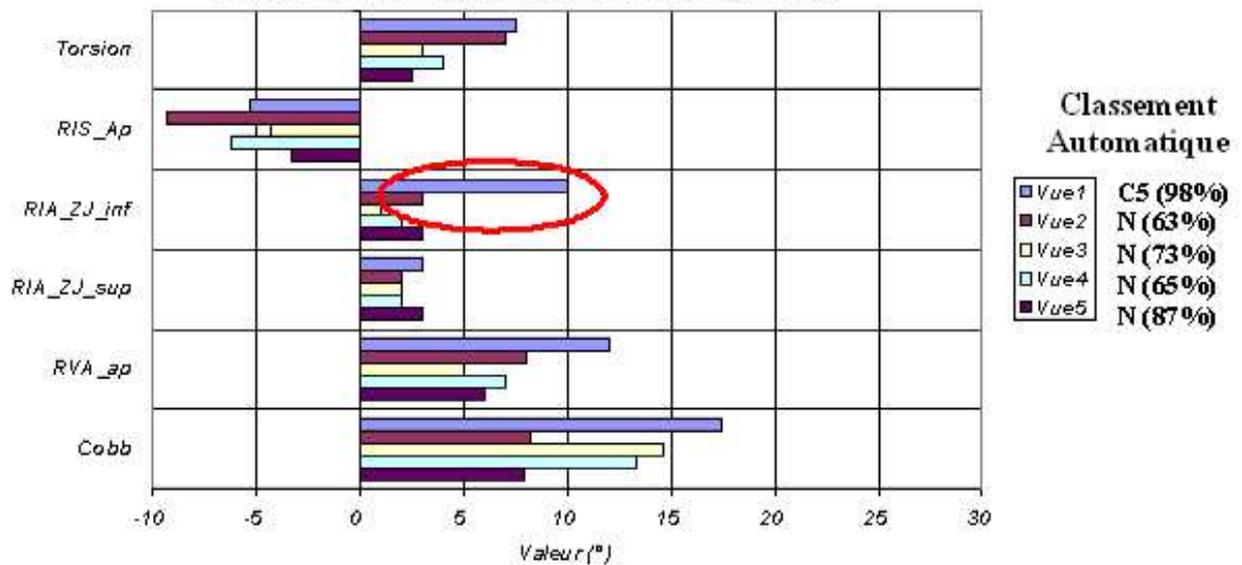


FIG. 4.8 – fiche_patient : FASI_11

FASI_20 : cette patiente a été vue 2 fois

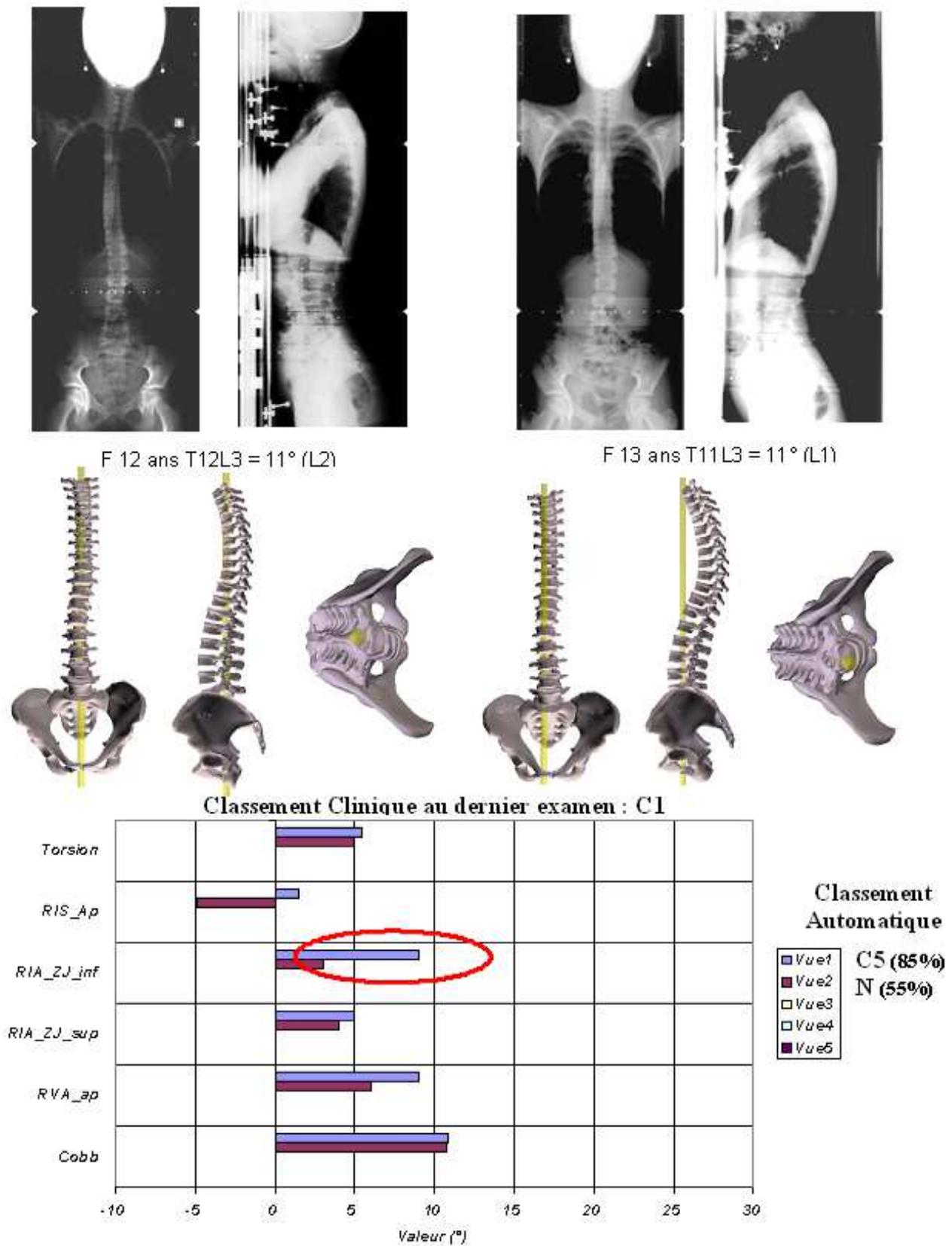
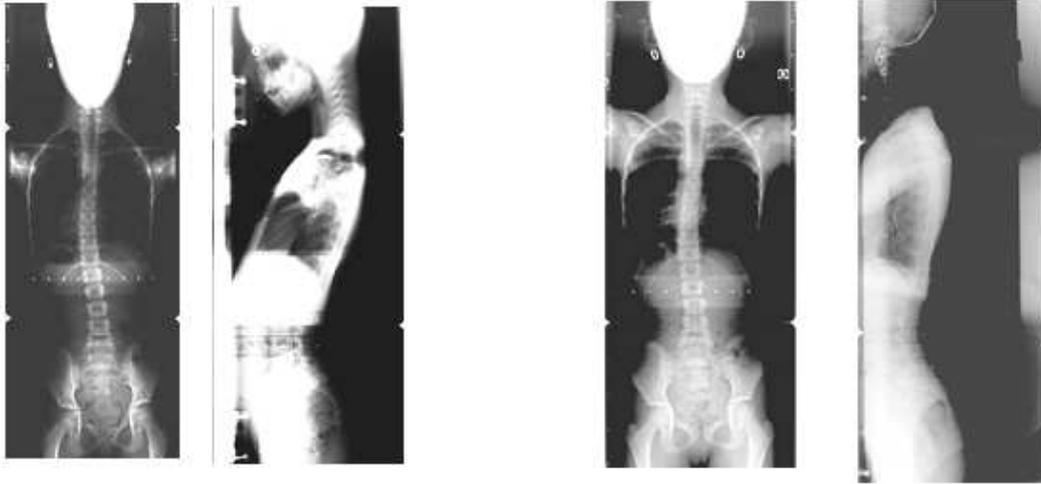


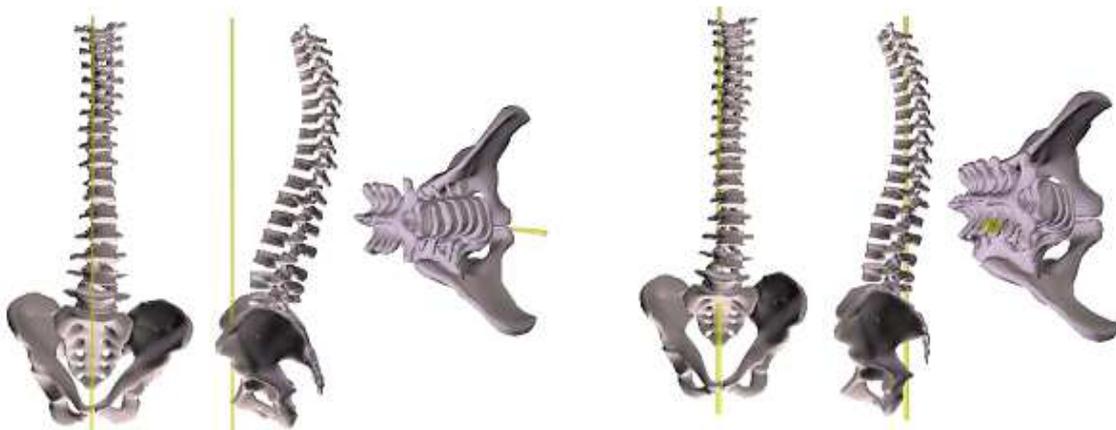
FIG. 4.9 – fiche_patient : FASI_20

FASI_23 : cette patiente a été vue 2 fois



F 9 ans T11L4 = 11° (L1)

F 9 ans T11L4 = 12° (L1)



Classement Clinique au dernier examen : C1

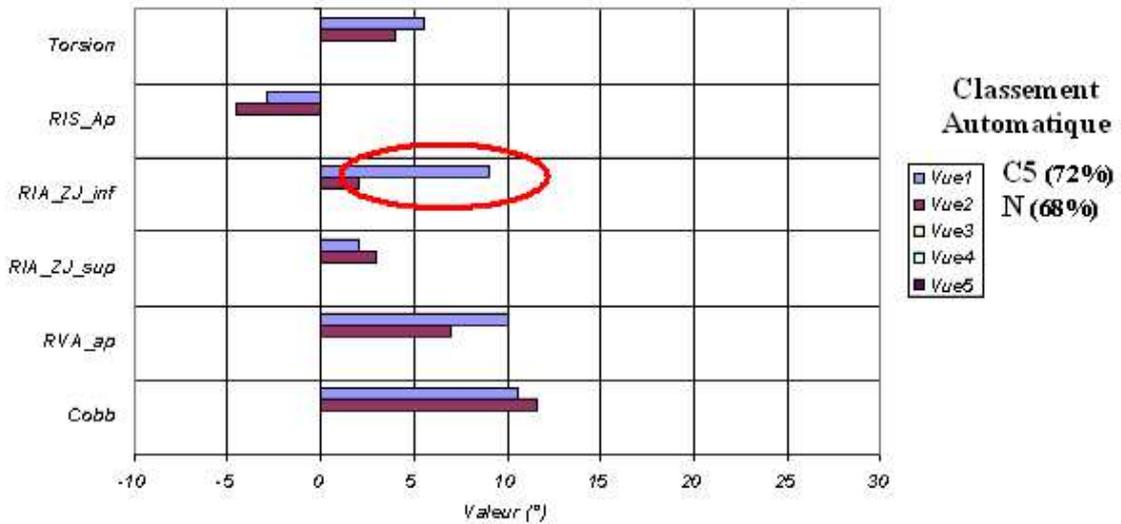
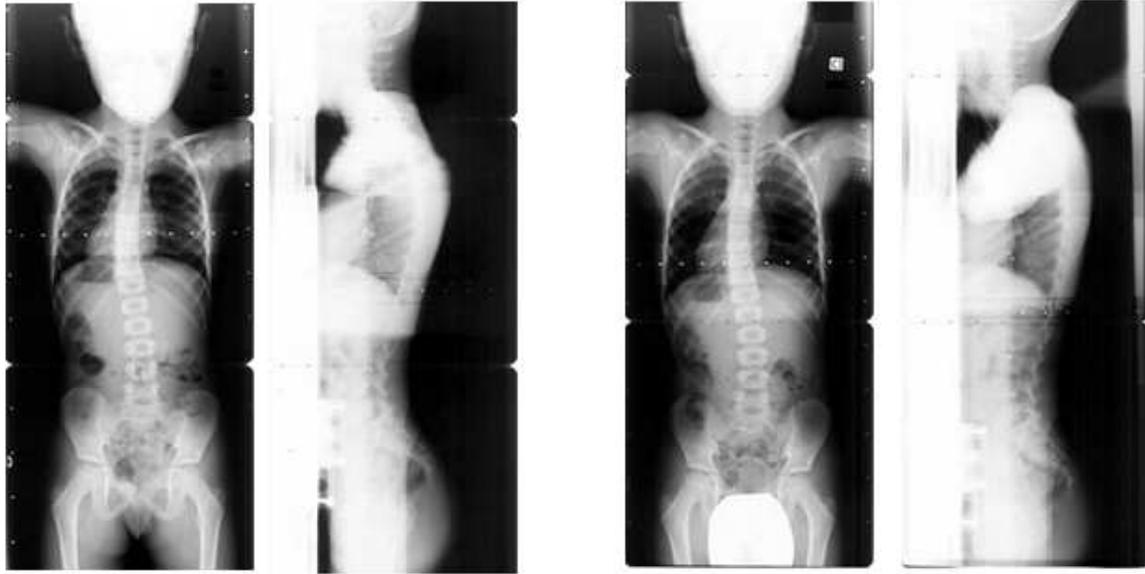


FIG. 4.10 – fiche_patient : FASL23

⇒ **Dans 3 autres cas**, (FASL18, 34 et 41), les patients présentent un angle de Cobb et une rotation axiale de la vertèbre apicale modérés (respectivement Cobb 15 à 20° et RVA 5 à 10°), ce qui explique le classement clinique. Cependant, les autres paramètres laissent penser à une ébauche de "structuralisation": indice de torsion (5°), rotation axiale en zone jonctionnelle inférieure (5°), réduction de cyphose locale (4°). Au vu de ces données, nous considérons pour notre part que ces patients sont à surveiller attentivement. (voir pages suivantes)

FASI_18 : ce patient a été vu 2 fois



G 8 ans T7L1 = 21° (T9)

G 9 ans T7L1 = 18° (T9)



Classement Clinique au dernier examen : C1

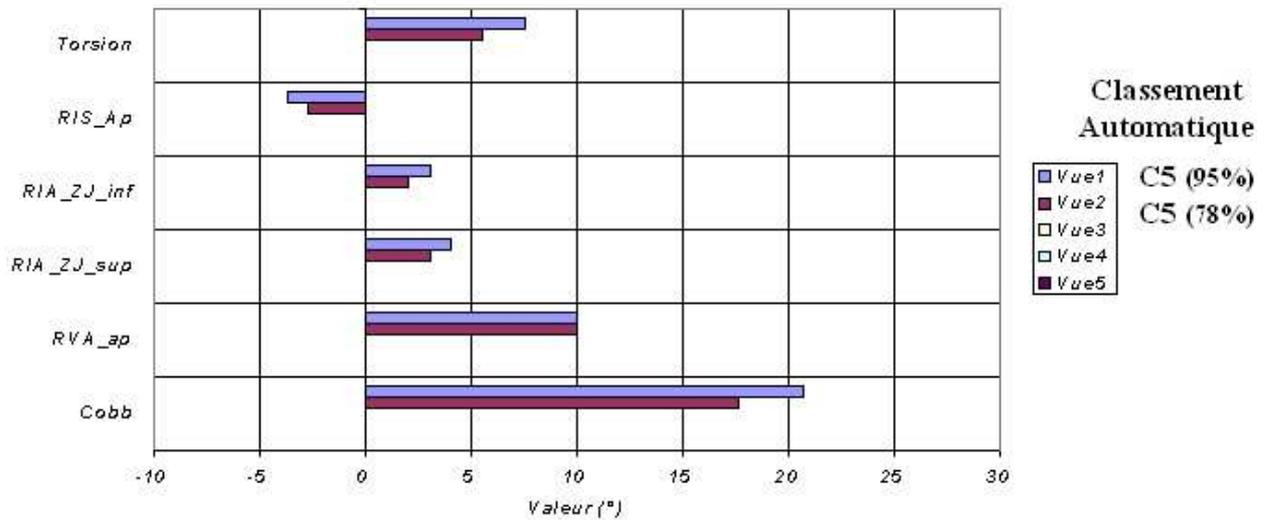


FIG. 4.11 – fiche_patient : FASL18

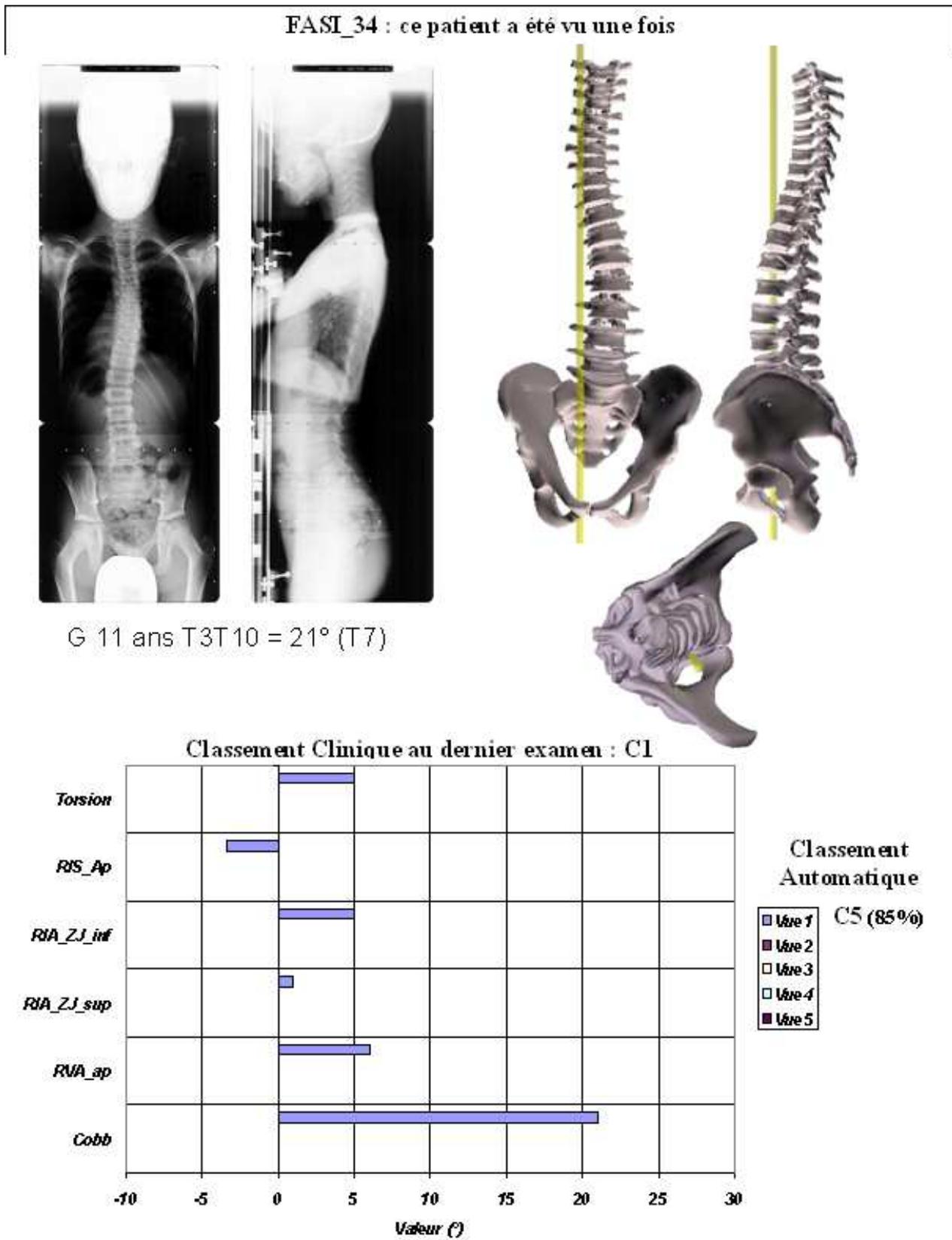


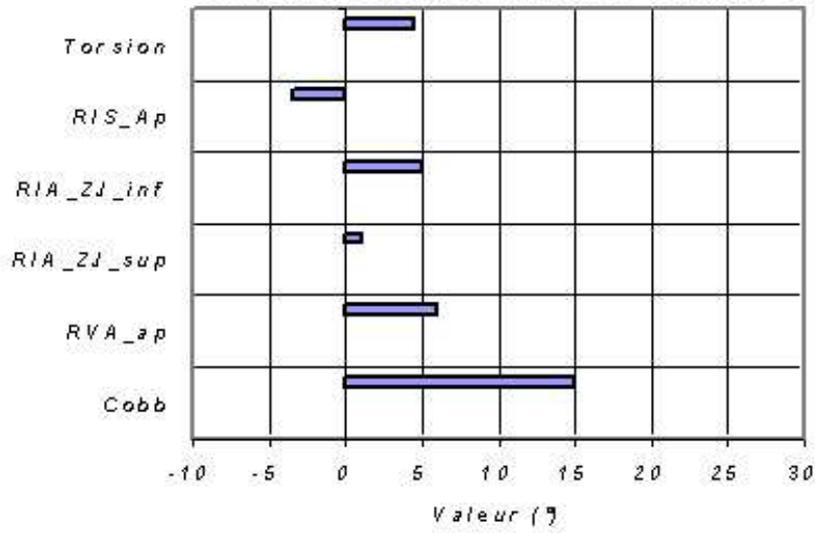
FIG. 4.12 – fiche_patient : FASI_34

FASL_41 : ce patient a été vu une fois



G 12 ans T10L3=15°

Classement Clinique au dernier examen : C1



Classement Automatique

- Vue1
- Vue2
- Vue3
- Vue4
- Vue5

C5 (56%)

FIG. 4.13 – fiche_patient : FASL_41

Un cas est spécifique (FASI 24) : le patient a probablement été classé C5 («similaire aggravé») en raison des valeurs de l'angle de Cobb, et de la présence simultanée d'un indice de torsion et d'une rotation intervertébrale axiale en zone jonctionnelle inférieure proches de 5°. Le différentiel de rotation intervertébrale sagittale (RIS_Ap) est positif. Cependant la vertèbre apicale de cette patiente est en L1 : Il ne s'agit donc pas ici d' une « augmentation de cyphose », mais plutôt d'une « réduction de lordose » locale. Nous considérons donc que cette patiente est également à surveiller attentivement.

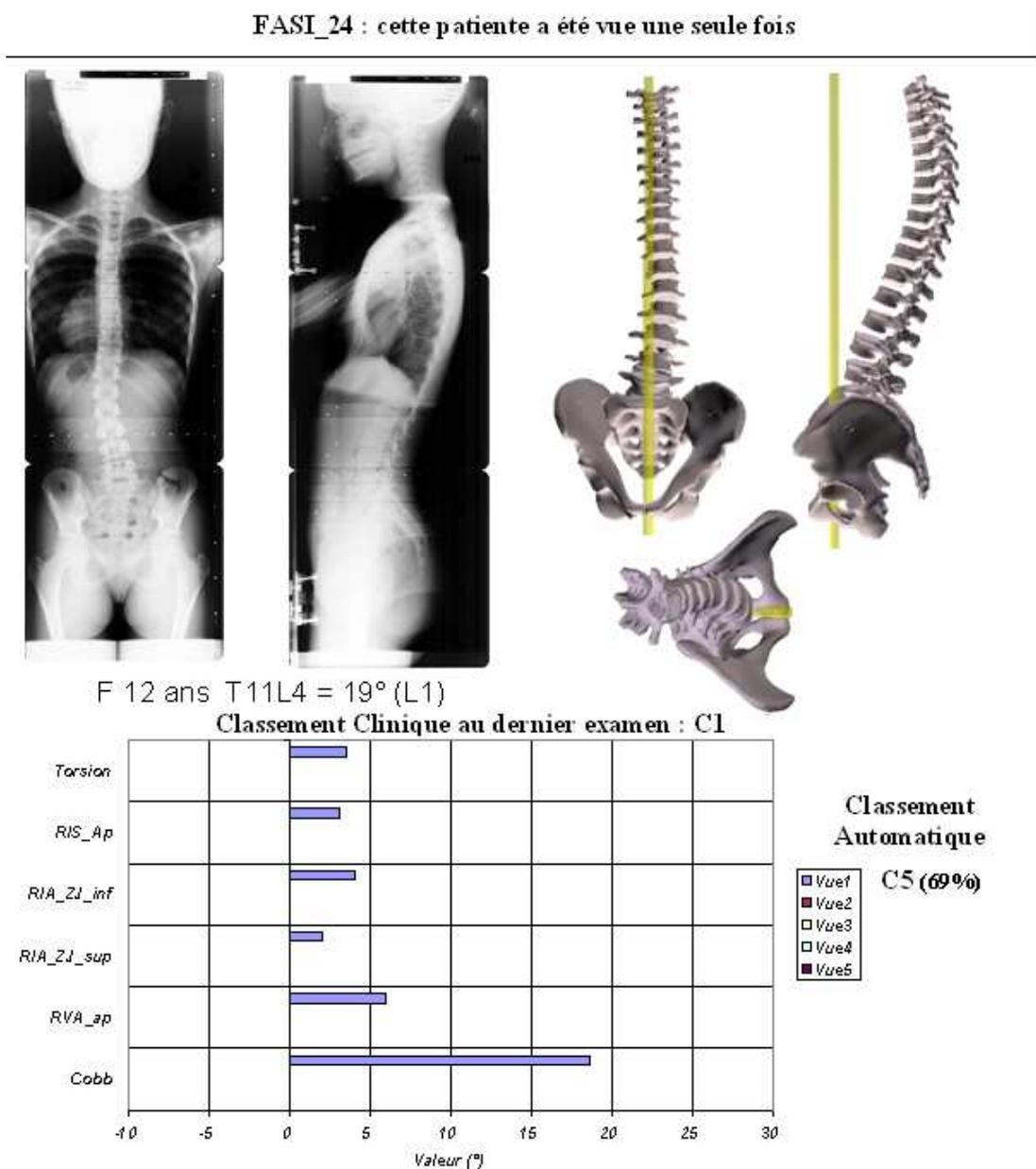


FIG. 4.14 – *fiche_patient : FASI_24*

▷ **Patients classés par le clinicien comme probablement évolutifs :**

Parmi les 15 sujets classés par le clinicien comme probablement évolutifs, 10 ont été classés au premier examen comme «similaires» aux scolioses aggravées, au regard des 6 paramètres décrits précédemment. Il y a donc dans 66% des cas une concordance entre l'analyse subjective du clinicien au dernier recul et une classification automatique précoce, dès le premier examen, associée à une description objective de la courbure principale.

Parmi ces 15 patients, 4 ont été revus plusieurs fois (FASI_14, 17, 31, 32), et la classification automatique a évolué de «non similaire» à «similaire» aux patients aggravés. Il y a donc concordance au dernier examen, mais les signes précoces n'avaient pas permis, dès le premier examen, de retrouver le «pattern» caractéristique des scolioses aggravées. L'examen attentif des phases successives, dont les synthèses figurent dans les pages suivantes, est instructif :

il s'agit de 4 cas pour lesquels l'angle de Cobb initial était inférieur à 10° , ce qui a probablement pesé trop fortement pour cette classification automatique. Si nous examinons les autres indices, nous voyons certains signes apparaître dès le premier examen : rotation intervertébrale axiale en zone jonctionnelle pour les patients FASI 14, 17, 31, et pour le patient FASI 32, rotation axiale de la vertèbre apicale, indice de torsion, différentiel de rotation intervertébrale sagittale.

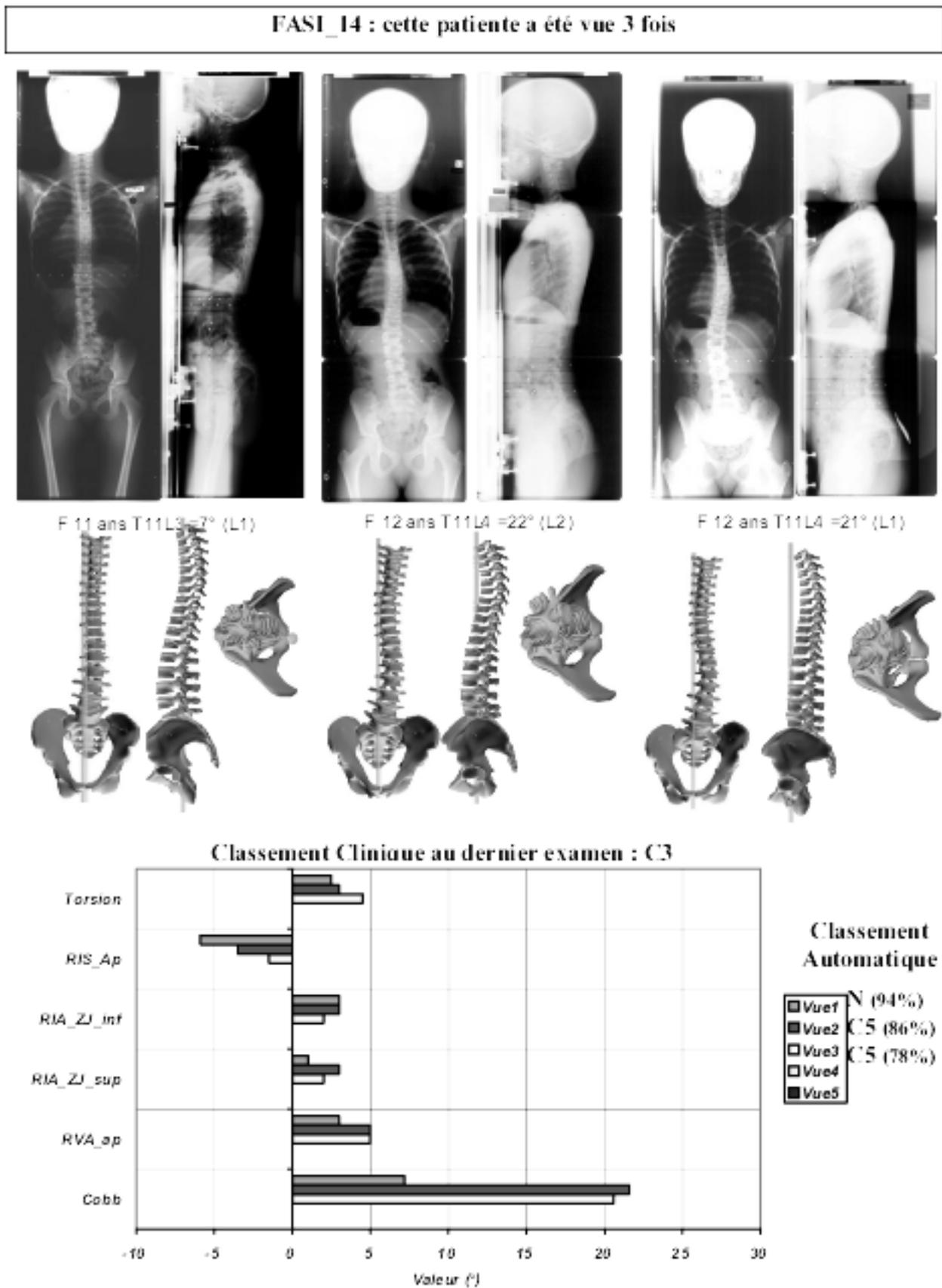


FIG. 4.15 – fiche_patient: FASL14

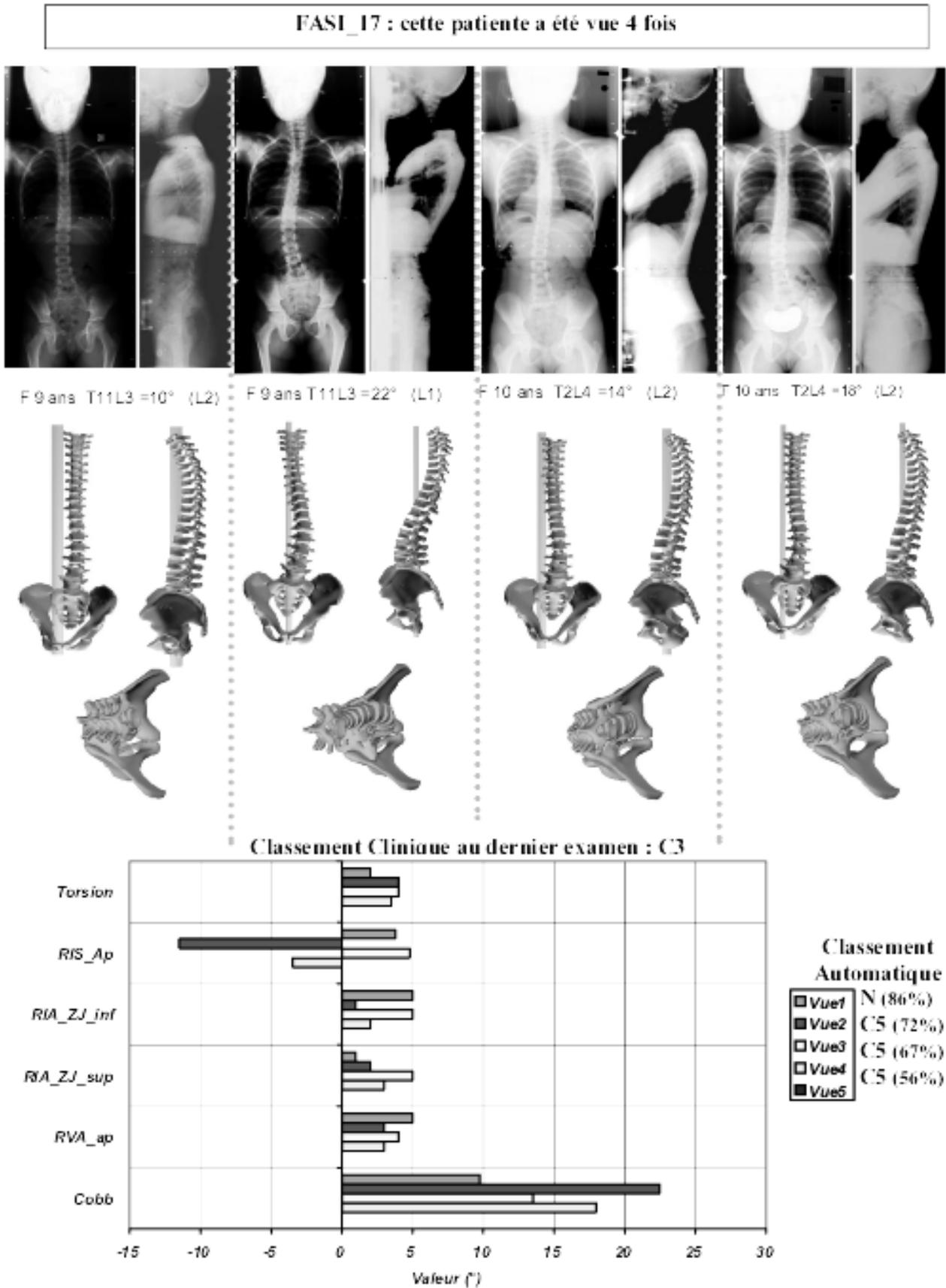


FIG. 4.16 – fiche_patient : FASL17

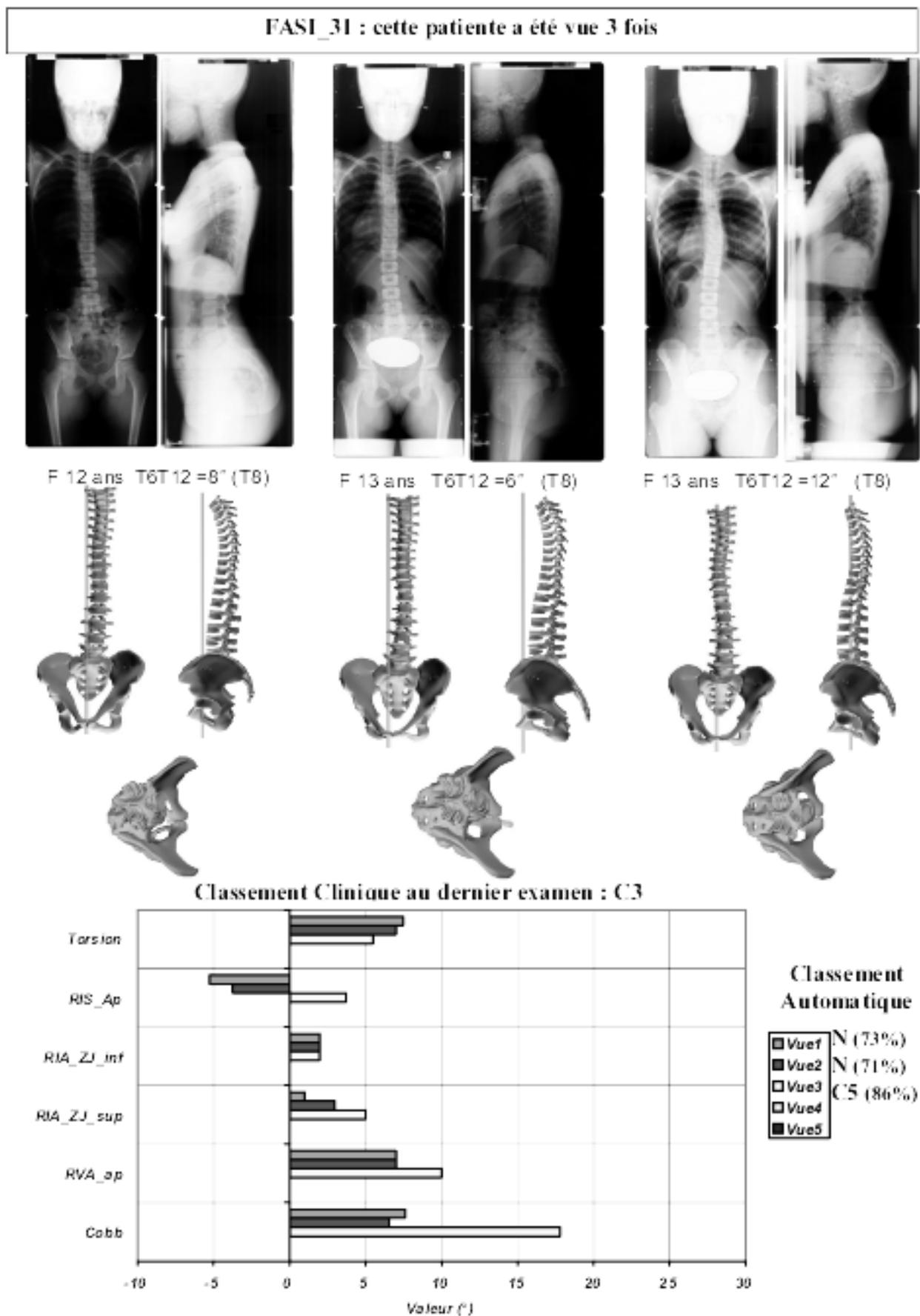


FIG. 4.17 – *fiche_patient: FASL31*

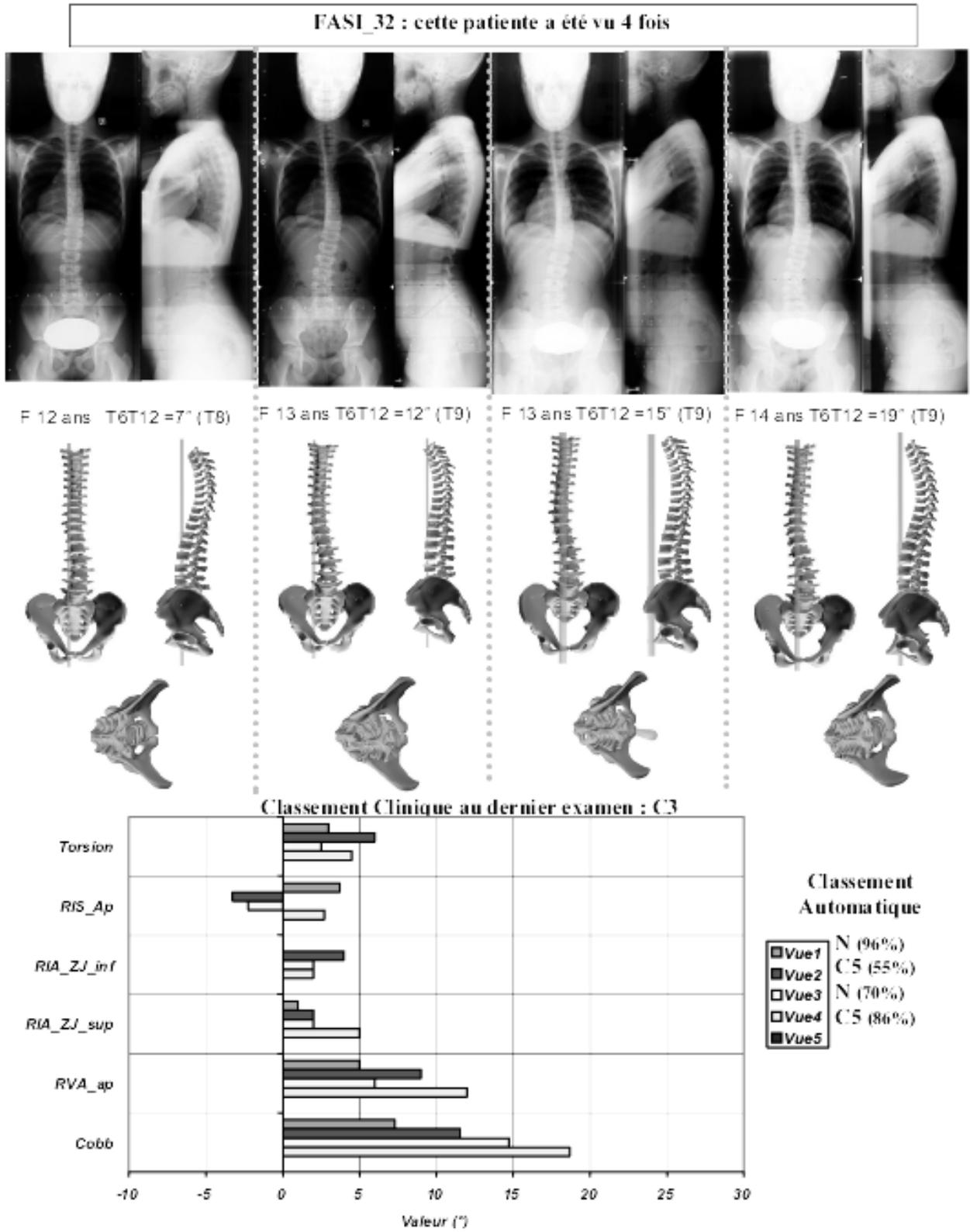


FIG. 4.18 – *fiche_patient : FASL32*

La patiente FASI 58 est la seule pour laquelle l'interprétation est difficile. En effet, cette patiente présente un angle de Cobb de 15°, une rotation vertébrale axiale de 6° en zone apicale et un indice de torsion de 5° ; ces éléments expliquent certainement l'avis du clinicien expert. Cependant on n'observe pas pour ce patient de réduction de la cyphose locale en zone apicale, ni de rotation intervertébrale axiale en zone jonctionnelle inférieure (valeurs inférieures aux incertitudes de mesure). Le « pattern » spécifique n'a donc pas été reconnu, ce qui explique le classement automatique comme « non similaire » aux scolioses aggravées. Le suivi de ce patient permettra certainement de mieux comprendre les facteurs d'aggravation.

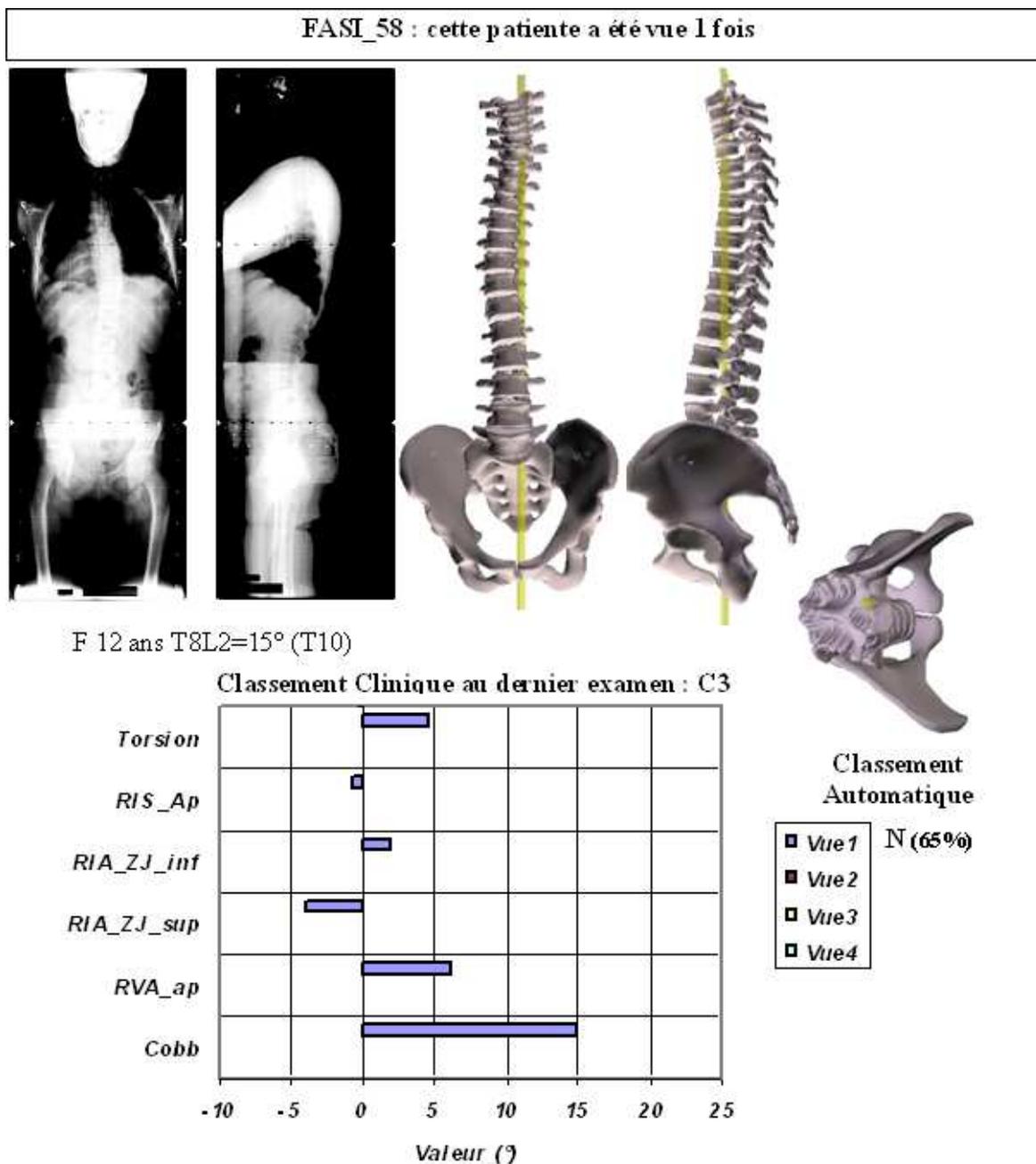


FIG. 4.19 – *fiche_patient: FASL58*

Ainsi, cet examen tridimensionnel est riche d'enseignements. Les mesures associées étant relativement précises, il a été possible de quantifier des « patterns » spécifiques associés aux scolioses aggravées. Ce travail doit être considéré comme tout à fait préliminaire, car les cohortes ont été insuffisantes pour affiner l'analyse, par exemple en différenciant les scolioses en fonction de leur localisation. Néanmoins cette étude a permis pour la première fois de quantifier des paramètres dont le rôle avait été fortement pressenti, tels l'indice de torsion, la réduction locale de courbure, et la rotation intervertébrale en zone jonctionnelle.

L'intérêt majeur de cette analyse en stéréoradiographie est la quantification de paramètres réellement tridimensionnels, tels que l'indice de torsion vertébrale ou la réduction de la courbure sagittale locale, pour l'analyse du rachis scoliotique, ce qui permet de confirmer les descriptions qualitatives des scolioses idiopathiques, et de dresser un tableau relativement précis de la configuration d'un patient donné. Les bases sont posées pour l'utilisation de ce tableau pour l'analyse du risque d'aggravation d'une scoliose modérée.

4.4 Apports des simulations en éléments finis

La modélisation géométrique et mécanique de chacun des patients apporte des éléments complémentaires essentiels par rapport aux classifications statistique et clinique pour l'estimation du risque d'aggravation. Ces simulations mécaniques en éléments finis ont été réalisées sur tous les patients analysés. Nous ne présenterons ici que les 60 patients de signe de Risser inférieur ou égal à 1.

4.4.1 Résultats globaux :

Nous avons comptabilisé le nombre de patients pour chaque type dans le tableau 4.13 :

		<i>Rotation vertébrale axiale</i>					
		Faible		Modérée		Importante	
		<i>Type</i>	nb de patients à l'exam1	<i>Type</i>	nb de patients à l'exam1	<i>Type</i>	nb de patients à l'exam1
<i>Déplacement latéral</i>	Faible	I (1)	15	II (3)	2	III (9)	0
	Modéré	I (2)	10	II (4)	8	III (6)	6
	Important	II (5)	6	III (7)	9	III (8)	8

TAB. 4.13 – *Tableau des résultats globaux au premier examen.*

Les chiffres romains correspondent aux 3 grands groupes de déformations observées. Les nombres entre parenthèses correspondent aux différents groupes détaillés.

La figure 4.20 illustre les trois principaux groupes de résultats :

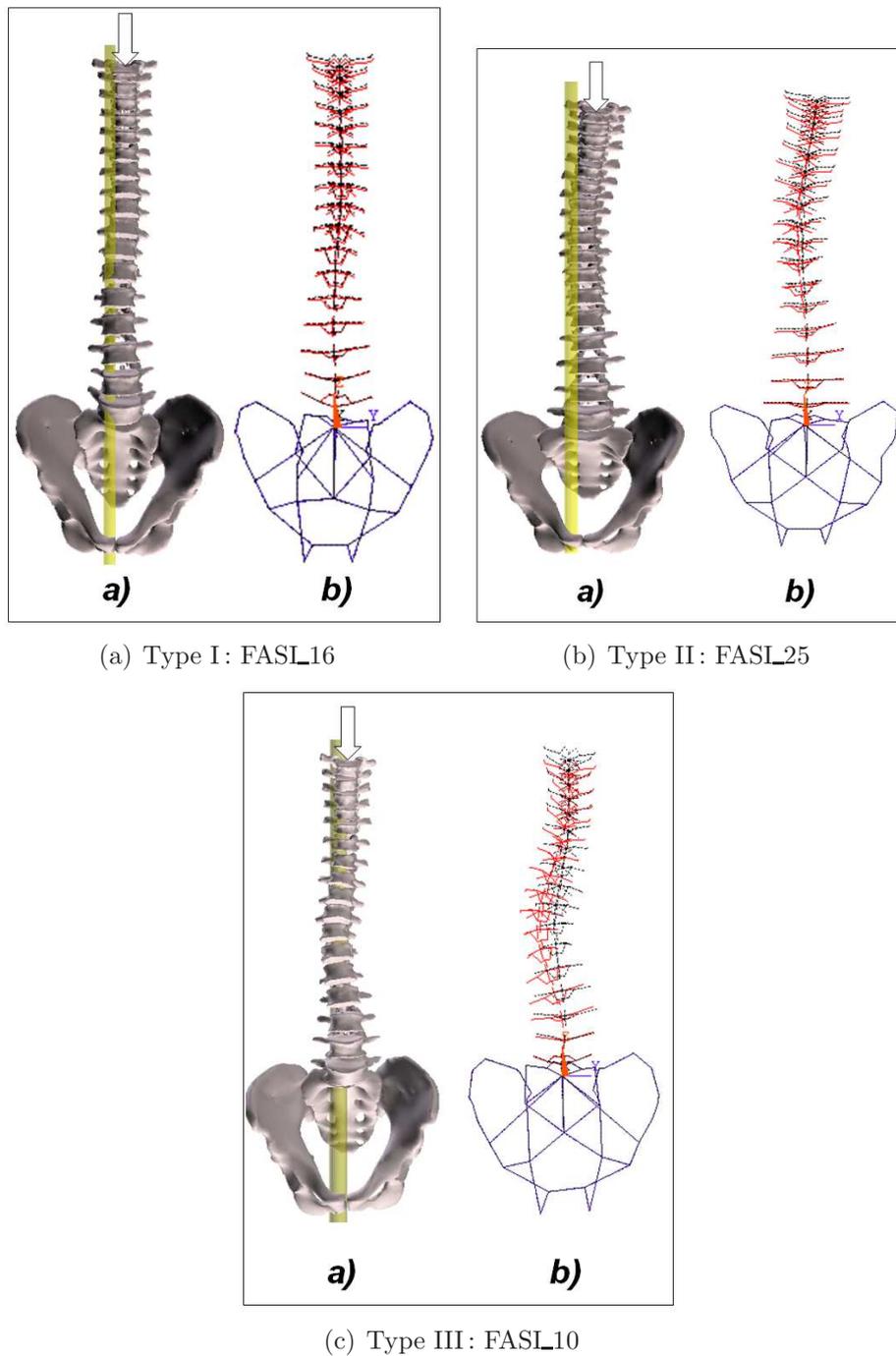


FIG. 4.20 – Représentation des résultats des simulations en éléments finis pour chaque type

a)- reconstruction 3D et Ligne de Gravité

b)- déformations obtenues (en rouge) par rapport à la position d'origine (en noir).

Nous présentons ici le tableau les résultats détaillés concernant les simulations en éléments finis sur l'ensemble des 60 patients FASI de Risser inférieur ou égale à 1 aux différents examens (tableau 4.14 page suivante).

Patients	Classification Clinique au dernier examen (1)	Examen 1				Examen 2				Examen 3				Examen 4				Examen 5				Courbures	Côté
		Classification statistique par similitude (2)	Indice de similitude (%) (3)	Type EF	Type EF (Gp)	Classification statistique par similitude (2)	Indice de similitude (%) (3)	Type EF	Type EF (Gp)	Classification statistique par similitude (2)	Indice de similitude (%) (3)	Type EF	Type EF (Gp)	Classification statistique par similitude (2)	Indice de similitude (%) (3)	Type EF	Type EF (Gp)	Classification statistique par similitude (2)	Indice de similitude (%) (3)	Type EF	Type EF (Gp)		
FASI_01	C1	N	94%	2	I	N	97%	1	I													T	G
FASI_04	C1	N	53%	5	II																	T	G
FASI_06	C1	N	90%	4	II																	D	G
FASI_07	C1	N	89%	4	II																	TL	D
FASI_08	C3	C5	69%	2	I																	TL	G
FASI_09	C1	N	71%	8	III																	TL	G
FASI_10	C5	C5	71%	7	III	C5	58%	8	III	C5	98%	7	III	C5	98%	7	III	C5	98%	8	III	TL	D
FASI_11	C0	C5	98%	8	III	N	63%	5	II	N	73%	2	I	N	65%	5	II	N	87%	2	I	TL	G
FASI_13	C1	N	89%	1	I	C5	51%	2	I													TL	G
FASI_14	C3	N	94%	1	I	C5	86%	1	I	C5	78%	4	II									TL	G
FASI_16	C1	N	90%	1	I	N	98%	2	I	N	93%	1	I	N	99%	2	I					TL	D
FASI_17	C3	N	86%	1	I	C5	72%	4	II	C5	67%	4	II	C5	56%	6	III					TL	G
FASI_18	C1	C5	95%	5	II	C5	78%	5	II													TL	G
FASI_19	C1	N	96%	1	I	N	97%	4	II	N	98%	8	III									D	G
FASI_20	C1	C5	85%	8	III	N	55%	3	III													TL	D
FASI_21	C1	N	98%	1	I	N	98%	1	I	N	97%	1	I									TL	G
FASI_22	C0	N	95%	5	II	N	76%	5	II													TL	G
FASI_23	C1	C5	72%	1	I	N	68%	3	III													TL	G
FASI_24	C1	C5	69%	7	III																	TL	G
FASI_25	C1	N	76%	4	II	C5	69%	5	II													D	D
FASI_27	C1	N	99%	1	I	N	97%	1	I	N	97%	1	I	N	96%	1	I	N	97%	3	II	TL	G
FASI_28	C3	C5	53%	3	II	N	88%	7	III	C5	77%	8	III	N	64%	4	II					TL	G
FASI_29	C1	N	98%	5	II	N	94%	1	I	C5	82%	7	III	C5	66%	7	III					TL	G
FASI_31	C3	N	73%	1	I	N	71%	1	I	C5	86%	8	III									D	D
FASI_32	C3	N	96%	2	I	C5	55%	8	III	N	70%	5	II	C5	86%	7	III					D	D
FASI_33	C1	N	98%	7	III																	TL	G
FASI_34	C1	C5	85%	4	II																	D	D
FASI_35	C5	C5	97%	8	III																	TL	D
FASI_36	C3	C5	72%	4	II																	D	G
FASI_37	C1	N	61%	8	III																	TL	G
FASI_38	C1	N	79%	2	I																	TL	G
FASI_39	C3	C5	96%	6	III																	TL	D
FASI_40	C5	C5	97%	7	III																	D	D
FASI_41	C1	C5	56%	3	II																	T	G
FASI_42	C1	N	56%	1	I	N	78%	3	II													TL	G
FASI_43	C3	C5	90%	7	III																	TL	G
FASI_44	C1	N	78%	4	II	C5	79%	4	II													D	D
FASI_45	C3	C5	80%	7	III	C5	83%	7	III	C5	93%	7	III									TL	G
FASI_47	C1	N	65%	7	III																	D	G
FASI_48	C1	N	61%	6	III																	TL	G
FASI_49	C5	N	69%	8	III	C5	86%	8	III													TL	D
FASI_50	C1	N	50%	4	II																	TL	G
FASI_51	C1	N	83%	2	I																	TL	D
FASI_52	C3	C5	95%	7	III																	TL	D
FASI_54	C3	C5	71%	2	I																	TL	G
FASI_56	C0	N	86%	1	I																	TL	G
FASI_57	C1	N	93%	1	I																	TL	G
FASI_58	C3	N	65%	5	II																	TL	D
FASI_59	C5	S	85%	8	III																	TL	D
FASI_60	C0	N	99%	1	I																	D	D
FASI_61	C1	N	85%	4	II																	TL	G
FASI_62	C0	N	85%	5	II																	L	D
FASI_63	C1	N	94%	2	I																	TL	G
FASI_64	C3	C5	91%	7	III																	TL	G
FASI_65	C1	N	66%	1	I																	TL	G
FASI_66	C0	N	89%	2	I																	D	G
FASI_67	C1	N	97%	2	I																	TL	G
FASI_69	C0	N	77%	2	I																	TL	D
FASI_71	C0	N	89%	1	I																	TL	G
FASI_72	C5	C5	100%	6	III																	TL	G

RAPPELS :

(1) - Les différentes classifications cliniques :
C0 = forte présomption de scoliose non évolutive
C1 = simple présomption de non évolutivité
C3 = présomption sérieuse d'évolutivité
C5 = patient traiter par corset

(2) - Les différentes classifications par similitude :
N = similaire aux sujets asymptomatiques
C5 = similaire aux patients traités par corset
S = similaire aux patients scoliotiques sévères pré-opérateurs

(3) - définition de l'indice de similitude :
pourcentage de similitude entre le patient considéré et les populations de références (N, C5, S) obtenu à partir de l'analyse factorielle discriminante.

TAB. 4.14 - Résultats des simulations en éléments finis sur 60 patients FASI aux différents examens

Lorsqu'on comptabilise les différentes catégories observables d'après ces résultats, on peut synthétiser les résultats par le tableau suivant (tableau 4.15) :

Groupes de résultats des modélisations en EF	Classification concordante Stat1 = N Clinique = C0 ou C1	Classification discordante Stat1 = N Clinique = C3 ou C5	Classification discordante Stat1 = C5 Clinique = C0 ou C1	Classification concordante Stat1 = C5 Clinique = C3 ou C5
Type I (25)	18	4	1	2
Type II (16)	10	1	3	2
Type III (19)	5	0	3	11

TAB. 4.15 – *Comptabilisation des différentes configurations rencontrées.*

Globalement, nous obtenons une concordance entre les classifications cliniques, les classifications statistiques et les résultats des simulations en éléments finis pour 65% de notre population.

Pour commenter ces résultats nous avons observé chaque groupe en détail.

4.4.2 Type I :

Parmi les 25 patients appartenant à cette catégorie, nous avons pu observer 18 cas de concordance totale (concordance à la fois sur le plan statistique mais aussi sur l'observation des comportements mécaniques). Pour les autres cas, nous avons distingué :

⇒ **4 cas classés C3 ou C5 par le clinicien et N par le modèle statistique** : pour ces patients (FASL14, FASL17, FASL31 et FASL32), nous pouvons faire les mêmes observations que précédemment, ces patients sont en phase très précoce de l'évolution de leur scoliose et les examens suivants apportent d'avantage d'éléments.

⇒ **1 cas classé C0 ou C1 par le clinicien et C5 par le modèle statistique** : pour ce patient (FASL23), il s'agit d'une scoliose qui va régresser spontanément d'après le suivi réalisé.

⇒ **2 cas classés C3 par le clinicien et C5 par le modèle statistique** : pour ces patients (FASL08 et FASL54), il s'agit de deux situations particulières :

- **FASL08** : il s'agit d'une patiente qui a refusé de porter un corset alors que le clinicien le lui avait conseillé. Le suivi complet de cette patiente a été interrompu. Il est difficile de conclure sur cette patiente car malgré l'analyse clinique défavorable, le modèle mécanique de cette patiente semble être stable. Le suivi clinique est poursuivi et

apportera sans doute des éléments complémentaires.

- **FASL54** : il s’agit, là encore, d’un patient particulier pour lequel nous ne disposons pas de suivi à long terme. Il s’agit d’un garçon âgé de 12 ans à l’époque de l’examen complet. Il présente une scoliose lombaire T12–L4 de 21° . Malgré cette configuration particulière, le modèle mécanique associé se déforme peu, ce qui semble indiquer une stabilité de sa courbure dans le temps. Cependant, il est difficile de conclure sur ce patient car nous ne pouvons pas différencier, de manière certaine, le comportement lié à la configuration mécanique du système et à la scoliose. Ce patient devra être suivi attentivement dans l’avenir.

4.4.3 Type II :

Pour les 14 patients de ce groupe, il est très délicat de conclure concernant la bonne ou la mauvaise concordance des résultats obtenus par l’utilisation du modèle statistique et des résultats apportés par les simulations mécaniques. En effet, pour 10 patients où la classification statistique semblait cohérente avec la classification clinique, nous observons mécaniquement des rotations axiales ou des déplacements latéraux des centres vertébraux non négligeables. Pour certains d’entre eux, le recul est suffisant pour conclure concernant ces observations ; pour les autres, c’est plus délicat.

Nous retrouvons les patients FASL18, FASL34 et FASL41 et les éléments apportés par l’utilisation du modèle mécanique ne n’apporte pas d’éléments permettant de conclure par rapport à la non concordance entre la classification clinique au dernier examen et la classification statistique. Cependant, l’observation complète des ces deux patients permet d’insister sur leur configuration atypique par rapport aux autres patients ce qui signifie, en pratique, une surveillance particulière.

La même observation peut être faite pour le patient FASL58 qui appartient aussi à ce groupe. Enfin, les patients FASL28 et FASL36, pour lesquels nous avons une concordance entre la classification clinique et la classification statistique au premier examen, présentent les éléments

suivants :

- ▷ **pour FASL28** : ce patient a été vu 4 fois et l'évolution de la classification statistique et des résultats des simulations en éléments finis sont corrélés dans le temps (tableau 4.14). Les observations faites sur les résultats des simulations en éléments finis pour ce patient sont de type II ou III, ce qui conforte à la fois la classification clinique et la classification par similitude.
- ▷ **pour FASL36** : nous observons une augmentation de rotation vertébrale axiale de 2° et une déformation latérale de 2.5 mm. Malgré un tableau biomécanique pessimiste avec un indice de similitude de 72%, les comportements du modèle mécanique associé à ce patient ne permettent pas de confirmer ou d'infirmer les observations faites précédemment. Là encore, le suivi est en cours et pourra apporter des informations complémentaires quant à la pertinence des données obtenues par simulation numérique pour ce patient.

4.4.4 Type III :

Parmi les **21** patients appartenant à ce groupe, les résultats de **12** d'entre eux confirment le classement à partir du modèle statistique. Pour les autres cas, nous distinguons :

⇒ **5 cas classés C0 ou C1 par le clinicien et N par le modèle statistique** : pour ces patients (FASL09, FASL33, FASL37, FASL47 et FASL48), figure 4.21. Tous ces patients n'ont été observés qu'une seule fois, et il est donc difficile de conclure à leur sujet. Néanmoins, bien que leur « pattern » n'ait pas été identifié comme similaire à celui des scolioses sévères préopératoires ou traitées par corset, ces patients ont certains indices susceptibles d'expliquer les résultats du calcul en éléments finis :

- ▷ **pour FASL09 (figure 4.21(a))** : une rotation axiale et un indice de torsion proche du seuil de 5° .
- ▷ **pour FASL33 (figure 4.21(b))** : un différentiel de la rotation intervertébrale sagittale de la vertèbre apicale par rapport aux références asymptomatiques ($\Delta\text{RIS_AP}$) relativement importante.
- ▷ **pour FASL37 (figure 4.21(c))** : des valeurs de $\Delta\text{RIS_AP}$, de l'indice de torsion et de la rotation vertébrale axiale en zone apicale importantes.

- ▷ pour FASL47 (figure 4.21(d)) : une valeur de rotation vertébrale axiale apicale supérieure au seuil de 5° .
- ▷ pour FASL48 (figure 4.21(e)) : des valeurs de l'indice de torsion, de Δ RIS_AP et de la rotation vertébrale axiale apicale importante.

⇒ 4 cas classés C0 ou C1 par le clinicien et C5 par le modèle statistique : pour ces 4 patients, nous pouvons les regrouper selon deux catégories :

FASL11 et FASL20 : il s'agit de deux cas de régression spontanée de la scoliose.

FASL24 : ce patient a déjà été considéré, d'après les résultats de la classification statistique, comme atypique, et son suivi clinique et biomécanique permettra de conclure dans l'avenir.

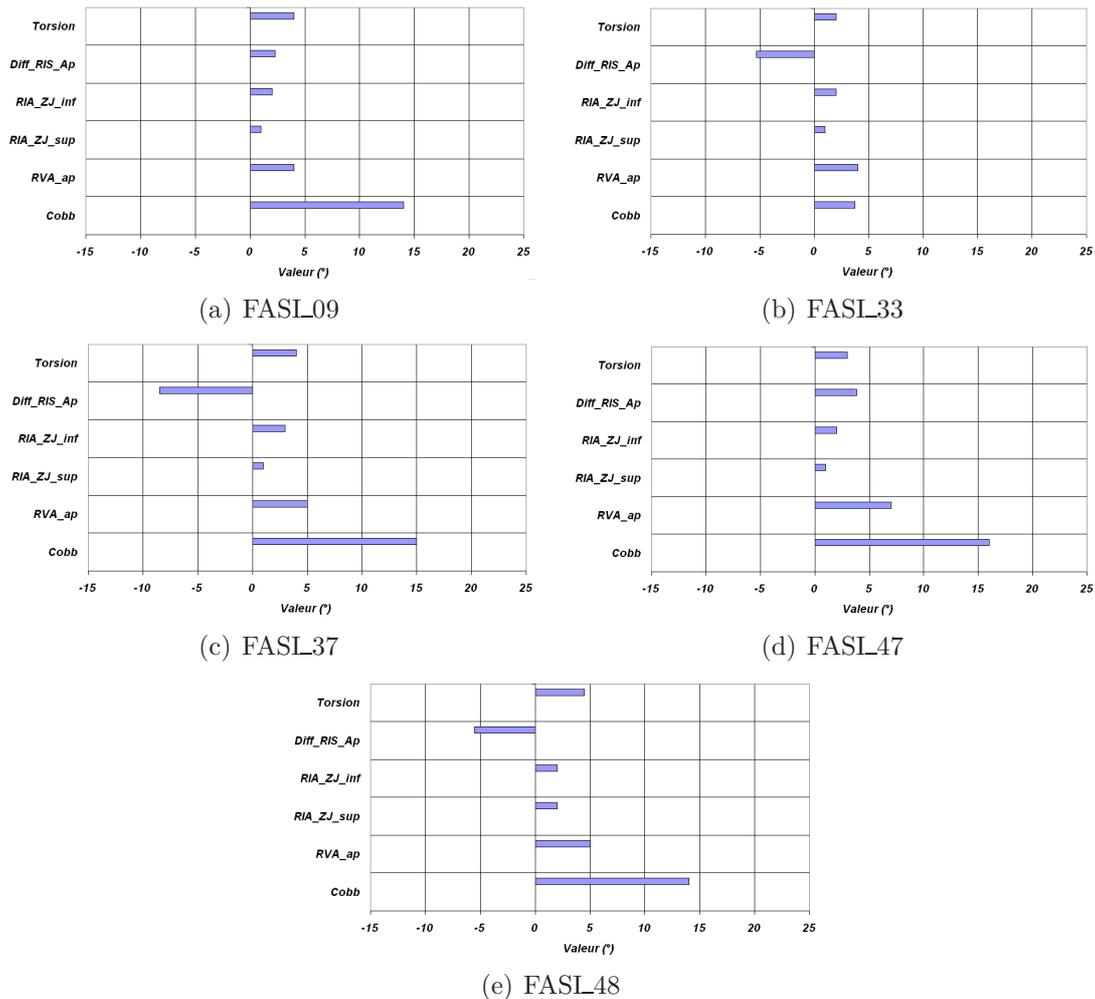


FIG. 4.21 – Valeurs des paramètres 3D pour les patients de Type III alors que leur classifications clinique et statistique sont respectivement C0 ou C1 et N.

Le suivi clinique de ces patients permettra d'identifier une éventuelle évolutivité de leur scoliose et d'affiner le modèle de classement par similitude.

4.4.5 Conclusion

Il semble que l'utilisation des simulations en éléments finis apporte des informations complémentaires précieuses pour le risque d'aggravation de la scoliose modérée.

Cependant, il s'agit de premiers résultats et le suivi de ces patients pourra apporter une validation complète quant à l'utilisation de ce modèle dans le cadre de l'étude des risques d'aggravation des scoliose idiopathiques.

Enfin, il nous est difficile de comparer cette étude à la littérature car, à notre connaissance, aucune étude n'a été jusqu'alors proposée sur ce sujet.

CONCLUSION GENERALE

L'objectif de cette thèse était la mise en place (dans le cadre d'une étude clinique multicentrique) des outils spécifiques pour l'analyse de la scoliose et d'évaluer leur pertinence quant à la prédiction du risque d'aggravation de cette pathologie chez les préadolescents en période de croissance. En considérant les études cliniques et biomécaniques existantes, nous nous sommes intéressés à trois outils particuliers :

- l'analyse de posture et de mobilités de ces patients,
- l'analyse des reconstructions tridimensionnelles de la colonne et du bassin, couplée avec une mesure des appuis plantaires des patients scoliotiques,
- l'utilisation de modèles géométriques et mécaniques personnalisés pour chaque patient dans des conditions de charges simulant schématiquement l'effet de la gravité.

Nous avons focalisé notre travail sur ces deux derniers aspects c'est à dire, la reconstruction tridimensionnelle et les modélisations mécaniques associées, en exploitant les données de 60 patients scoliotiques de la manière suivante :

1- l'utilisation de mesures tridimensionnelle des patients : l'utilisation de 6 paramètres descripteurs de chaque patient à permis la création d'un modèle statistique de classification des patients par similitude à 3 groupes de référence : les sujets asymptomatiques, les scolioses sévères pré-opératoires et les scolioses modérées qui se sont aggravées au cours de cette étude.

2- l'utilisation du modèle mécanique personnalisé des patients : une analyse préliminaire de l'influence des forces de gravité a pu être réalisée afin de classifier les patients selon les amplitudes des déplacements et des rotations observées.

Les limites de cette recherche concernent essentiellement la taille de l'échantillon analysé : bien qu'elle soit relativement importante (130 sujets au total), il serait intéressant de l'augmenter pour dissocier les différents types de scoliose, et de prolonger la durée du suivi pour une validation approfondie.

Ainsi, le travail réalisé débouche sur un premier modèle de similitude basé sur 6 paramètres géométriques tridimensionnels de la scoliose. La comparaison des résultats de ce modèle avec les diagnostics cliniques effectués au dernier examen a permis d'obtenir une prédiction concordante dans 80% des cas. Ce modèle peut être complété, dans certains cas, par une approche mécanique liée à la structure de chaque patient.

L'augmentation du nombre de patients observés à l'aide de ces systèmes devra permettre de compléter et de fiabiliser ces modèles.

Les perspectives ouvertes par ce travail sont des moyens d'identification des patients scoliotiques évolutifs, mises à la disposition de cliniciens, ce qui leur permettra d'engager pour certains d'entre eux des traitements thérapeutiques adaptés et de manière précoce, augmentant ainsi les chances de réussite de la correction.

Bibliographie

- Amendt, L. E., Ause-Ellias, K. L., Eybers, J. L., Wadsworth, C. T., Nielsen, D. H. & Weinstein, S. L. [1990], 'Validity and reliability testing of the scoliometer', *Phys Ther* **70**(2), 108–17.
- Aubin, C. E., Dansereau, J., Petit, Y., Parent, F., de Guise, J. A. & Labelle, H. [1998], 'Three-dimensional measurement of wedged scoliotic vertebrae and intervertebral disks', *Eur Spine J* **7**(1), 59–65.
- Aubin, C. E., Descrimes, J. L., Dansereau, J., Skalli, W., Lavaste, F. & Labelle, H. [1995], '[geometrical modeling of the spine and the thorax for the biomechanical analysis of scoliotic deformities using the finite element method]', *Ann Chir* **49**(8), 749–61.
- Azegami, H., Murachi, S., Kitoh, J., Ishida, Y., Kawakami, N. & Makino, M. [1998], 'Etiology of idiopathic scoliosis. computational study', *Clin Orthop* (357), 229–36.
- Barnes, P. D., Brody, J. D., Jaramillo, D., Akbar, J. U. & Emans, J. B. [1993], 'Atypical idiopathic scoliosis: Mr imaging evaluation', *Radiology* **186**(1), 247–53.
- Benson, D. R., Schultz, A. B. & Dewald, R. L. [1976], 'Roentgenographic evaluation of vertebral rotation', *J Bone Joint Surg Am* **58**(8), 1125–9.
- Birchall, D., Hughes, D. G., Hindle, J., Robinson, L. & Williamson, J. B. [1997], 'Measurement of vertebral rotation in adolescent idiopathic scoliosis using three-dimensional magnetic resonance imaging', *Spine* **22**(20), 2403–7.
- Brooks, H. L., Azen, S. P., Gerberg, E., Brooks, R. & Chan, L. [1975], 'Scoliosis: A prospective epidemiological study', *J Bone Joint Surg Am* **57**(7), 968–72.
- Brown, R. H., Burstein, A. H., Nash, C. L. & Schock, C. C. [1976], 'Spinal analysis using a three-dimensional radiographic technique', *J Biomech* **9**(6), 355–65.
- Bunnell, W. P. [1986], 'The natural history of idiopathic scoliosis before skeletal maturity',

Spine **11**(8), 773–6.

- Burwell, R. G., Cole, A. A., Cook, T. A., Grivas, T. B., Kiel, A. W., Moulton, A., Thirlwall, A. S., Upadhyay, S. S., Webb, J. K., Wemyss-Holden, S. A. & et al. [1992], 'Pathogenesis of idiopathic scoliosis. the nottingham concept', *Acta Orthop Belg* **58 Suppl 1**, 33–58.
- Byrd, J. A., r. [1988], 'Current theories on the etiology of idiopathic scoliosis', *Clin Orthop* (229), 114–9.
- Carman, D. L., Browne, R. H. & Birch, J. G. [1990], 'Measurement of scoliosis and kyphosis radiographs. intraobserver and interobserver variation', *J Bone Joint Surg Am* **72**(3), 328–33.
- Carpintero, P., Entrenas, R., Gonzalez, I., Garcia, E. & Mesa, M. [1994], 'The relationship between pes cavus and idiopathic scoliosis', *Spine* **19**(11), 1260–3.
- Chan, Y. L., Cheng, J. C., Guo, X., King, A. D., Griffith, J. F. & Metreweli, C. [1999], 'Mri evaluation of multifidus muscles in adolescent idiopathic scoliosis', *Pediatr Radiol* **29**(5), 360–3.
- Chen, P. Q., Wang, J. L., Tsuang, Y. H., Liao, T. L., Huang, P. I. & Hang, Y. S. [1998], 'The postural stability control and gait pattern of idiopathic scoliosis adolescents', *Clin Biomech (Bristol, Avon)* **13**(1 Suppl 1), S52–S58.
- Clarisse, P. [1974], 'Pronostic évolutif des scolioses idiopathiques mineures de 10° à 29° en période de croissance.', *Thèse de médecine. Lyon* .
- Cobb, J. R. [1960], 'The problem of the primary curve', *Am J Orthop* **42-A**, 1413–25.
- Coetsier, M., Vercauteren, M. & Moerman, P. [1977], 'A new radiographic method for measuring vertebral rotation in scoliosis', *Acta Orthop Belg* **43**(5), 598–605.
- Cotrel, Y., Morel, G. & Rey, J. C. [1965], '[idiopathic scoliosis]', *Acta Orthop Belg* **31**(5), 795–810.
- Cottalorda, J. & kohler, R. [1997], 'Terminology of scoliosis', *Rachis* **9**(2), 91–97.
- Dansereau, J. & Stokes, I. A. [1988], 'Measurements of the three-dimensional shape of the rib cage', *J Biomech* **21**(11), 893–901.
- Dawson, E. G., Kropf, M. A., Purcell, G., Kabo, J. M., Kanim, L. E. & Burt, C. [1993], 'Optoelectronic evaluation of trunk deformity in scoliosis', *Spine* **18**(3), 326–31.

-
- De la Huerta, F., Leroux, M. A., Zabjek, K. F., Coillard, C. & Rivard, C. H. [1998], '[stereovideographic evaluation of the postural geometry of healthy and scoliotic patients]', *Ann Chir* **52**(8), 776–83.
- Delorme, S., Labelle, H., Aubin, C. E., de Guise, J. A. & Dansereau, J. [1999], '[comparison between clinical cobb angles and measurements performed on vertebral bodies, pedicle centroids and spinous processes]', *Ann Chir* **53**(8), 792–7.
- Descrimes, J. L., Aubin, C. E., Skalli, W., Zeller, R., Dansereau, J. & Lavaste, F. [1995], 'Introduction des facettes articulaires dans une médéllisation par éléments finis de la colonne vertébrale et du thorax scoliotique: aspects mécaniques', *Rachis* **7**(5), 301–314.
- Diab, K. M., Sevastik, J. A., Hedlund, R. & Suliman, I. A. [1995], 'Accuracy and applicability of measurement of the scoliotic angle at the frontal plane by cobb's method, by ferguson's method and by a new method', *Eur Spine J* **4**(5), 291–5.
- Diard, F., Chateil, J. F., Hauger, O., Moinard, M. & Ducou-Lepointe, H. [2002], '[imaging of childhood and adolescent scoliosis]', *J Radiol* **83**(9 Pt 2), 1117–39; discussion 1141–2.
- Drerup, B. [1984], 'Principles of measurement of vertebral rotation from frontal projections of the pedicles', *J Biomech* **17**(12), 923–35.
- Dubousset, J. [1994], *Three-dimensional analysis of the scoliotic deformity*, Weinstein SL. The Pediatric Spine: principes and practice, Raven Press.
- Dubousset, J. [1999], '[idiopathic scoliosis. definition–pathology–classification–etiology]', *Bull Acad Natl Med* **183**(4), 699–704.
- Dumas, R. [2001], 'Analyse biomécanique de la correction des scolioses par la technique in situ'.
- Dumas, R., Le Bras, A., Champain, N., Savidan, M., Mitton, D., Kalifa, G., Steib, J. P., De Guise, J. A. & Skalli, W. [2004], 'Validation of the relative 3d orientation of vertebrae reconstructed by bi-planar radiography', *Med Eng Phys* **26**(5), 415–22.
- Dumas, R., Mitton, D., Laporte, S., Dubousset, J., Steib, J. P., Lavaste, F. & Skalli, W. [2003], 'Explicit calibration method and specific device designed for stereoradiography', *J Biomech* **36**(6), 827–34.
- Duval-Beaupere, G. [1970], '[maturation indices in the surveillance of scoliosis]', *Rev Chir Or-*

thop Reparatrice Appar Mot **56**(1), 59–76.

Duval-Beaupere, G. [1982], '[surveillance, course, and prognosis of scoliosis]', *Rev Prat* **32**(51-52), 3261–4, 3269–71.

Duval-Beaupere, G. [1988], 'L'évolution des scolioses idiopathiques', *Annales de Réadaptation et de Médecine physique* **31**, 9s–26s.

Duval-Beaupere, G. [1992], '[measurement of gibbosity and and recumbent angle as a prognostic factor in juvenile scoliosis]', *Acta Orthop Belg* **58 Suppl 1**, 26–32.

Duval-Beaupere, G. [1996], 'Threshold values for supine and standing Cobb angles and rib hump measurements: prognostic factors for scoliosis', *Eur Spine J* **5**(2), 79–84.

Duval-Beaupere, G. & Lamireau, T. [1985], 'Scoliosis at less than 30 degrees. properties of the evolutivity (risk of progression)', *Spine* **10**(5), 421–4.

Duval-Beaupere, G., Schmidt, C. & Cosson, P. [1992], 'A barycentremetric study of the sagittal shape of spine and pelvis: the conditions required for an economic standing position', *Ann Biomed Eng* **20**(4), 451–62.

Enslin, K. & Chan, D. P. [1987], 'Multiparameter pilot study of adolescent idiopathic scoliosis', *Spine* **12**(10), 978–82.

Fait, M. & Janovec, M. [1970], 'Establishing of the rotation angle in vertebra', *Scripta Medica* **43**, 207–215.

Ferguson, A. B. [1949], *Roentgen diagnosis of the extremities and spine*, Hoeberg, New York.

Fustier, T. [1980], 'Evolution radiologique spontanée des structures idiopathiques de moins de 45° en période de croissance.', *Thèse de médecine. Université Claude Bernard. Lyon*.

Gangnet, N., Pomeroy, V., Dumas, R., Skalli, W. & Vital, J. M. [2003], 'Variability of the spine and pelvis location with respect to the gravity line: a three-dimensional stereoradiographic study using a force platform', *Surg Radiol Anat* **25**(5-6), 424–33.

Gauchard, G. C., Lascombes, P., Kuhnast, M. & Perrin, P. P. [2001], 'Influence of different types of progressive idiopathic scoliosis on static and dynamic postural control', *Spine* **26**(9), 1052–8.

Giakas, G., Baltzopoulos, V., Dangerfield, P. H., Dorgan, J. C. & Dalmira, S. [1996], 'Com-

-
- parison of gait patterns between healthy and scoliotic patients using time and frequency domain analysis of ground reaction forces', *Spine* **21**(19), 2235–42.
- Gille, O. [2003], 'Reproductibilité de la reconstruction 3d du rachis de patients modérément scoliotiques.', *Mémoire du DEA GBM ENSAM*.
- Goldstein, L. A. & Waugh, T. R. [1973], 'Classification and terminology of scoliosis', *Clin Orthop* **93**, 10–22.
- Goto, M., Kawakami, N., Azegami, H., Matsuyama, Y., Takeuchi, K. & Sasaoka, R. [2003], 'Buckling and bone modeling as factors in the development of idiopathic scoliosis', *Spine* **28**(4), 364–70; discussion 371.
- Graf, H., Hecquet, J. & Dubousset, J. [1983], '[3-dimensional approach to spinal deformities. application to the study of the prognosis of pediatric scoliosis]', *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* **69**(5), 407–16.
- Greenspan, A., Pugh, J. W., Norman, A. & Norman, R. S. [1978], 'Scoliotic index : a comparative evaluation of methods for the measurement of scoliosis', *Bull Hosp Joint Dis* **39**(2), 117–25.
- Greulich, W. W. & Pyle, S. I. [1959], *Radiographic Atlas of Skeletal Development of th Hand and Wrist*, Ed. 2 Standford University Press.
- Guillaumat, M. [1997], *Instrumentation CD, technique chirurgicale*, Scoliose Idiopathique, sauramps medical edn, Berrad, J. Kohler, R.
- Gunzburg, R., Gunzburg, J., Wagner, J. & Fraser, R. D. [1991], 'Radiologic interpretation of lumbar vertebral rotation', *Spine* **16**(6), 660–4.
- Haderspeck, K. & Schultz, A. [1981], 'Progression of idiopathic scoliosis : an analysis of muscle actions and body weight influences', *Spine* **6**(5), 447–55.
- Hecquet, J., Legaye, J. & Duval-Beaupere, G. [1998], 'Access to a three-dimensional measure of vertebral axial rotation', *Eur Spine J* **7**(3), 206–11.
- Hopf, C., Scheidecker, M., Steffan, K., Bodem, F. & Eysel, P. [1998], 'Gait analysis in idiopathic scoliosis before and after surgery : a comparison of the pre- and postoperative muscle activation pattern', *Eur Spine J* **7**(1), 6–11.

- Hoppenfeld, S., Lopez, R. A. & Molnar, G. [1991], ‘Plantar weight-bearing pattern in idiopathic scoliosis’, *Spine* **16**(7), 757–60.
- Jackson, R. P. & Hales, C. [2000], ‘Congruent spinopelvic alignment on standing lateral radiographs of adult volunteers’, *Spine* **25**(21), 2808–15.
- James, J. I. [1954], ‘Idiopathic scoliosis; the prognosis, diagnosis, and operative indications related to curve patterns and the age at onset’, *J Bone Joint Surg Br* **36-B**(1), 36–49.
- Jaramillo, D., Poussaint, T. Y. & Grottkau, B. E. [2003], ‘Scoliosis: evidence-based diagnostic evaluation’, *Neuroimaging Clin N Am* **13**(2), 335–41, xii.
- Kamina, P. [1997], *11: Dos et thorax*, Anatomie, introduction à la clinique, Maloine éditions.
- Kapandji, I. [1986], *Physiologie articulaire*, Maloine éditions.
- King, H. A., Moe, J. H., Bradford, D. S. & Winter, R. B. [1983], ‘The selection of fusion levels in thoracic idiopathic scoliosis’, *J Bone Joint Surg Am* **65**(9), 1302–13.
- Kohashi, Y., Oga, M. & Sugioka, Y. [1996], ‘A new method using top views of the spine to predict the progression of curves in idiopathic scoliosis during growth’, *Spine* **21**(2), 212–7.
- Kramers-De Quervain, I. A., Muller, R., Stacoff, A., Grob, D. & Stussi, E. [2004], ‘Gait analysis in patients with idiopathic scoliosis’, *Eur Spine J*.
- Lafage, V. [2002], ‘Simulation en éléments finis et analyse biomécanique des effets de la correction chirurgicale de scolioses par instrumentation cotrel-dubousset’.
- Lafage, V., Dubousset, J., Lavaste, F. & Skalli, W. [2002], ‘3d finite element simulation of cd instrumentation’, *J Biomech* **in submission**.
- Lafon, Y. [2002], Contribution à la simulation éléments finis de corrections chirurgicales de la scoliose, Technical report, Ecole Nationale Supérieure d’Arts et Métiers.
- Laurence, G. & Troisier, O. [1952], ‘[prognosis and pathogenesis in essential scoliosis]’, *Rev Prat* **2**(19), 1183–90.
- Le Blanc, R., Labelle, H., Poitras, B., Rivard, C. H. & Kratzenberg, J. [1996], ‘[3-d evaluation of posture in normal and scoliotic adolescents]’, *Ann Chir* **50**(8), 631–6.
- LeBlanc, R., Labelle, H., Forest, F. & Poitras, B. [1998], ‘Morphologic discrimination among

-
- healthy subjects and patients with progressive and nonprogressive adolescent idiopathic scoliosis', *Spine* **23**(10), 1109–15; discussion 1115–6.
- LeBlanc, R., Labelle, H., Rivard, C. H. & Poitras, B. [1997], 'Relation between adolescent idiopathic scoliosis and morphologic somatotypes', *Spine* **22**(21), 2532–6.
- Legaye, J., Duval-Beaupere, G., Hecquet, J. & Marty, C. [1998], 'Pelvic incidence : a fundamental pelvic parameter for three-dimensional regulation of spinal sagittal curves', *Eur Spine J* **7**(2), 99–103.
- Lenke, L. G., Edwards, C. C., n. & Bridwell, K. H. [2003], 'The lenke classification of adolescent idiopathic scoliosis: how it organizes curve patterns as a template to perform selective fusions of the spine', *Spine* **28**(20), S199–207.
- Lidstrom, J., Friberg, S., Lindstrom, L. & Sahlstrand, T. [1988], 'Postural control in siblings to scoliosis patients and scoliosis patients', *Spine* **13**(9), 1070–4.
- Liljenqvist, U. R., Allkemper, T., Hackenberg, L., Link, T. M., Steinbeck, J. & Halm, H. F. [2002], 'Analysis of vertebral morphology in idiopathic scoliosis with use of magnetic resonance imaging and multiplanar reconstruction', *J Bone Joint Surg Am* **84-A**(3), 359–68.
- Lonstein, J. E. & Carlson, J. M. [1984], 'The prediction of curve progression in untreated idiopathic scoliosis during growth', *J Bone Joint Surg Am* **66**(7), 1061–71.
- Maenza, R. A. [2003], 'Juvenile and adolescent idiopathic scoliosis : magnetic resonance imaging evaluation and clinical indications', *J Pediatr Orthop B* **12**(5), 295–302.
- Marty, C., Boisaubert, B., Descamps, H., Montigny, J. P., Hecquet, J., Legaye, J. & Duval-Beaupere, G. [2002], 'The sagittal anatomy of the sacrum among young adults, infants, and spondylolisthesis patients', *Eur Spine J* **11**(2), 119–25.
- Mazoyer, D. [1968], '[development and prognosis of essential structural scoliosis]', *Rev Lyon Med* **17**(9), 403–14.
- Meade, K. P., Bunch, W. H., Vanderby, R., J., Patwardhan, A. G. & Knight, G. W. [1987], 'Progression of unsupported curves in adolescent idiopathic scoliosis', *Spine* **12**(6), 520–6.
- Mehta, M. H. [1973], 'Radiographic estimation of vertebral rotation in scoliosis', *J Bone Joint Surg Br* **55**(3), 513–20.

- Mellin, G. [1986], 'Measurement of thoracolumbar posture and mobility with a myrin inclinometer', *Spine* **11**(7), 759–62.
- Mitton, D., Landry, C., Veron, S., Skalli, W., Lavaste, F. & De Guise, J. A. [2000], '3d reconstruction method from biplanar radiography using non-stereocorresponding points and elastic deformable meshes', *Med Biol Eng Comput* **38**(2), 133–9.
- Mitulescu, A., Skalli, W., Mitton, D. & De Guise, J. A. [2002], 'Three-dimensional surface rendering reconstruction of scoliotic vertebrae using a non stereo-corresponding points technique', *Eur Spine J* **11**(4), 344–52.
- Moe, J., Winter, R., Bradford, D. & Lonstein, J. E. [1978], *Scoliosis and other deformities*, Saunders W.B., Philadelphia.
- Morrissy, R. T., Goldsmith, G. S., Hall, E. C., Kehl, D. & Cowie, G. H. [1990], 'Measurement of the Cobb angle on radiographs of patients who have scoliosis. evaluation of intrinsic error', *J Bone Joint Surg Am* **72**(3), 320–7.
- Nash, C. L., J. & Moe, J. H. [1969], 'A study of vertebral rotation', *J Bone Joint Surg Am* **51**(2), 223–9.
- Nault, M. L., Allard, P., Hinse, S., Le Blanc, R., Caron, O., Labelle, H. & Sadeghi, H. [2002], 'Relations between standing stability and body posture parameters in adolescent idiopathic scoliosis', *Spine* **27**(17), 1911–7.
- Nguyen, V. H., Leroux, M. A., Badeaux, J., Zabjek, K., Coillard, C. & Rivard, C. H. [1998], '[classification of left thoracolumbar scoliosis according to its radiologic morphology and its postural geometry]', *Ann Chir* **52**(8), 752–60.
- Nicolopoulos, K. S., Burwell, R. G. & Webb, J. K. [1985], 'Stature and its components in adolescent idiopathic scoliosis. cephalo-caudal disproportion in the trunk of girls', *J Bone Joint Surg Br* **67**(4), 594–601.
- Pearcy, M. J. [1985], 'Stereo radiography of lumbar spine motion', *Acta Orthop Scand Suppl* **212**, 1–45.
- Pearson, J. D., Dangerfield, P. H., Atkinson, J. T., Gomm, J. B., Dorgan, J. C., Hobson, C. A. & Harvey, D. M. [1992], 'Measurement of body surface topography using an automated imaging system', *Acta Orthop Belg* **58 Suppl 1**, 73–9.

-
- Perdriolle, R. [1979], *La scoliose : son étude tridimensionnelle*, Maloine S.A. éditeur.
- Perdriolle, R. & Vidal, J. [1985], ‘Thoracic idiopathic scoliosis curve evolution and prognosis’, *Spine* **10**(9), 785–91.
- Perie, D., Curnier, D. & de Gauzy, J. S. [2003], ‘Correlation between nucleus zone migration within scoliotic intervertebral discs and mechanical properties distribution within scoliotic vertebrae’, *Magn Reson Imaging* **21**(9), 949–53.
- Perie, D., Sales de Gauzy, J., Curnier, D. & Hobatho, M. C. [2001], ‘Intervertebral disc modeling using a mri method: migration of the nucleus zone within scoliotic intervertebral discs’, *Magn Reson Imaging* **19**(9), 1245–8.
- Peterson, L. E. & Nachemson, A. L. [1995], ‘Prediction of progression of the curve in girls who have adolescent idiopathic scoliosis of moderate severity. logistic regression analysis based on data from the brace study of the scoliosis research society’, *J Bone Joint Surg Am* **77**(6), 823–7.
- Petit, Y., Aubin, C. E. & Labelle, H. [2004], ‘Patient-specific mechanical properties of a flexible multi-body model of the scoliotic spine’, *Med Biol Eng Comput* **42**(1), 55–60.
- Plamondon, A., Gagnon, M. & Maurais, G. [1988], ‘Application of a stereoradiographic method for the study of intervertebral motion’, *Spine* **13**(9), 1027–32.
- Ployon, A., Lavaste, F., Maurel, N., Skalli, W., Dubousset, J., Zeller, R. & Rolland Gosselin, A. [1997], ‘[a protocol of in vivo 3d experimental evaluation of global posture and motion of the spine]’, *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* **83**(8), 719–29.
- Pomero, V., Mitton, D., Laporte, S., De Guise, J. A. & Skalli, W. [2004], ‘Fast accurate stereoradiographic 3d-reconstruction of the spine using a combined geometric and statistic model’, *Clin Biomech (Bristol, Avon)* **19**(3), 240–7.
- Poncet, P., Dansereau, J. & Labelle, H. [2001], ‘Geometric torsion in idiopathic scoliosis: three-dimensional analysis and proposal for a new classification’, *Spine* **26**(20), 2235–43.
- Ponseti, I. V. & Friedman, B. [1950], ‘Prognosis in idiopathic scoliosis’, *J Bone Joint Surg Am* **32A**, 381–95.
- Portier, L., Thibault, A., Skalli, W., Santin, J., Zeller, R. & Lavaste, F. [1993], ‘Approche d’une

modélisation globale, tridimensionnelle par éléments finis, de la colonne vertébrale pour l'étude de la scoliose', *Rachis* **5**(5), 227–232.

Poussa, M. & Mellin, G. [1992], 'Spinal mobility and posture in adolescent idiopathic scoliosis at three stages of curve magnitude', *Spine* **17**(7), 757–60.

Pyle, S. I., Waterhouse, A. M. & Greulich, W. W. [1971], 'Attributes of the radiographic standard of reference for the national health examination survey', *Am J Phys Anthropol* **35**(3), 331–7.

Rainaut, J. [1994], *Les scolioses*.

Reamy, B. V. & Slakey, J. B. [2001], 'Adolescent idiopathic scoliosis: review and current concepts', *Am Fam Physician* **64**(1), 111–6.

Risser, J. C. [1958], 'The iliac apophysis; an invaluable sign in the management of scoliosis', *Clin Orthop* **4**(11), 111–9.

Risser, J. C. & Norquist, D. M. [1958], 'A follow-up study of the treatment of scoliosis', *J Bone Joint Surg Am* **40-A**(3), 555–69.

Robinson, E. F. & Wade, W. D. [1983], 'Statistical assessment of two methods of measuring scoliosis before treatment', *Can Med Assoc J* **129**(8), 839–41.

Rouviere, H. & Delmas, J. [1992], *Anatomie humaine descriptive, topographie et fonctionnelle*, Edition MASSON.

Sahlstrand, T. & Lidstrom, J. [1980], 'Equilibrium factors as predictors of the prognosis in adolescent idiopathic scoliosis', *Clin Orthop* (152), 232–6.

Sahlstrand, T., Ortengren, R. & Nachemson, A. [1978], 'Postural equilibrium in adolescent idiopathic scoliosis', *Acta Orthop Scand* **49**(4), 354–65.

Salanova, C., Celle Pouey, M., Moreno, P. & Boulot, J. [1996], *Les résultats lointains du corset de Milwaukee dans la scoliose idiopathique*, Masson, Paris.

Sapkas, G., Papagelopoulos, P. J., Kateros, K., Koundis, G. L., Boscainos, P. J., Koukou, U. I. & Katonis, P. [2003], 'Prediction of Cobb angle in idiopathic adolescent scoliosis', *Clin Orthop* (411), 32–9.

Savidan, M. [2004].

-
- Schizas, C. G., Kramers-de Quervain, I. A., Stussi, E. & Grob, D. [1998], 'Gait asymmetries in patients with idiopathic scoliosis using vertical forces measurement only', *Eur Spine J* **7**(2), 95–8.
- Schmitz, A., Jaeger, U. E., Koenig, R., Kandyba, J., Wagner, U. A., Giesecke, J. & Schmitt, O. [2001], 'A new mri technique for imaging scoliosis in the sagittal plane', *Eur Spine J* **10**(2), 114–7.
- Shiraishi, H. & Kumon, H. [1982], 'The retrospective study of prognosis in idiopathic scoliosis: the factor of intervertebral wedging.', *Rinshoseikeigeka (Clinical Orthopedic Surgery) in Japan* **17**, 125–131.
- Skalli, W., Lavaste, F. & Descrimes, J. L. [1995], 'Quantification of three-dimensional vertebral rotations in scoliosis: what are the true values?', *Spine* **20**(5), 546–53.
- Stagnara, P. [1985], *Les déformations du rachis*, Paris.
- Stokes, I. A. [1994], 'Three-dimensional terminology of spinal deformity. a report presented to the scoliosis research society by the scoliosis research society working group on 3-d terminology of spinal deformity', *Spine* **19**(2), 236–48.
- Stokes, I. A., Aronson, D. D., Ronchetti, P. J., Labelle, H. & Dansereau, J. [1993], 'Reexamination of the cobb and ferguson angles: bigger is not always better', *J Spinal Disord* **6**(4), 333–8.
- Stokes, I. A., Bigalow, L. C. & Moreland, M. S. [1986], 'Measurement of axial rotation of vertebrae in scoliosis', *Spine* **11**(3), 213–8.
- Stokes, I. A. & Gardner-Morse, M. [1991], 'Analysis of the interaction between vertebral lateral deviation and axial rotation in scoliosis', *J Biomech* **24**(8), 753–9.
- Stokes, I. A. & Moreland, M. S. [1987a], 'Measurement of the shape of the surface of the back in patients with scoliosis. the standing and forward-bending positions', *J Bone Joint Surg Am* **69**(2), 203–11.
- Stokes, I. A. & Moreland, M. S. [1987b], 'Moire measurements', *Phys Ther* **67**(2), 278–80.
- Stokes, I. A. & Moreland, M. S. [1989], 'Concordance of back surface asymmetry and spine shape in idiopathic scoliosis', *Spine* **14**(1), 73–8.

- Tanner, J. M. & Davies, P. S. [1985], 'Clinical longitudinal standards for height and height velocity for north american children', *J Pediatr* **107**(3), 317–29.
- Tanner, J. M., Whitehouse, R. H. & Takaishi, M. [1966a], 'Standards from birth to maturity for height, weight, height velocity, and weight velocity: British children, 1965. i', *Arch Dis Child* **41**(219), 454–71.
- Tanner, J. M., Whitehouse, R. H. & Takaishi, M. [1966b], 'Standards from birth to maturity for height, weight, height velocity, and weight velocity: British children, 1965. ii', *Arch Dis Child* **41**(220), 613–35.
- Theologis, T. N., Fairbank, J. C., Turner-Smith, A. R. & Pantazopoulos, T. [1997], 'Early detection of progression in adolescent idiopathic scoliosis by measurement of changes in back shape with the integrated shape imaging system scanner', *Spine* **22**(11), 1223–7; discussion 1228.
- Turner-Smith, A. R., Harris, J. D., Houghton, G. R. & Jefferson, R. J. [1988], 'A method for analysis of back shape in scoliosis', *J Biomech* **21**(6), 497–509.
- Villemure, I., Aubin, C. E., Dansereau, J. & Labelle, H. [2002], 'Simulation of progressive deformities in adolescent idiopathic scoliosis using a biomechanical model integrating vertebral growth modulation', *J Biomech Eng* **124**(6), 784–90.
- Villemure, I., Aubin, C. E., Dansereau, J. & Labelle, H. [2004], 'Biomechanical simulations of the spine deformation process in adolescent idiopathic scoliosis from different pathogenesis hypotheses', *Eur Spine J* **13**(1), 83–90.
- Villemure, I., Aubin, C. E., Dansereau, J., Petit, Y. & Labelle, H. [1999], '[correlation study between spinal curvatures and vertebral and disk deformities in idiopathic scoliosis]', *Ann Chir* **53**(8), 798–807.
- Voutsinas, S. A. & MacEwen, G. D. [1986], 'Sagittal profiles of the spine', *Clin Orthop* (210), 235–42.
- Weinstein, S. L. [1986], 'Idiopathic scoliosis. natural history', *Spine* **11**(8), 780–3.
- Yamauchi, Y., Yamaguchi, T. & Asaka, Y. [1988], 'Prediction of curve progression in idiopathic scoliosis based on initial roentgenograms. a proposal of an equation', *Spine* **13**(11), 1258–61.

Recherche des facteurs biomécaniques dans l'aggravation des scolioses idiopathiques

Résumé :

La scoliose idiopathique est une pathologie d'origine multifactorielle entraînant une déformation tridimensionnelle de la colonne vertébrale. Elle apparaît dans la plupart des cas chez les préadolescents en cours de croissance. L'identification précoce des patients présentant un risque réel d'aggravation est nécessaire pour une prise en charge thérapeutique efficace. Cependant elle est difficile avec les moyens d'analyse actuels. L'objectif de cette thèse est de mettre en oeuvre des outils récemment développés en recherche (analyse de la posture et des mobilités, reconstruction géométrique 3D, modélisation en éléments finis) afin de quantifier leur pertinence pour l'évaluation du risque d'aggravation de ces scolioses. Dans le cadre d'une étude clinique prospective multicentrique, l'observation de 72 patients scoliotiques et leur comparaison à des populations de référence (normales, scolioses sévères) a permis une classification par similitude basée sur 6 paramètres descripteurs de la géométrie tridimensionnelle. Les analyses mécaniques complémentaires réalisées à l'aide d'un modèle en éléments finis ont permis, dans certains cas, d'objectiver un risque d'aggravation. Ces outils apportent aux cliniciens de nouveaux moyens d'identification des scolioses évolutives ce qui leur permet d'engager très précocement un traitement adapté à la situation biomécanique de chaque patient.

Mots-clés : scoliose idiopathique – facteurs d'aggravation - biomécanique - stéréoradiographie - modèle en éléments finis.

Research of biomechanical factors in idiopathic scoliosis aggravation

ABSTRACT:

Idiopathic scoliosis is a pathology of multifactorial origin who leads to three-dimensional deformation of the spine. In most cases, it occurs during the growth phase of the preadolescent. Early identification of the patients who present a real risk of aggravation is necessary in order to prescribe an efficient therapeutic program. The aim of this thesis is to implement recently developed research tools (analysis of posture and mobilities, 3D geometrical reconstruction, finite elements modelisation) in order to determine their relevance in the evaluation of the risk of aggravation for the idiopathic scoliosis. A prospective multicentric clinical study allowed the observation of 72 scoliosis patients and their comparison to reference populations (asymptomatic, severe scoliosis), which lead to a resemblance classification based on 6 given parameters, descriptors of three-dimensional geometry. Complementary mechanical analyses based on finite elements models permitted, for some cases, to objectively evaluate the risk of aggravation. These tools bring to the clinical doctor new means of identification of the evolutive scoliosis, which allow for an early treatment, appropriated to the biomechanical condition of each patient.

Keywords: idiopathic scoliosis –aggravation factors – biomechanic - stereoradiography - finite elements model

