

RÉPUBLIQUE ALGÉRIENNE DÉMOCRATIQUE ET POPULAIRE  
MINISTÈRE DE L'ENSEIGNEMENT SUPÉRIEUR ET DE LA RECHERCHE  
SCIENTIFIQUE

UNIVERSITÉ DE BATNA  
FACULTÉ THECHNOLOGIE  
DÉPARTEMENT DE MÉCANIQUE

Mémoire présenté pour l'obtention du diplôme de

MAGISTERE

En

Mécanique

Option: **BIOMECANIQUE**

Par

**BENGOUGA Wehhab**

# **Comportement mécanique du rachis lombaire et thoracique**

*Soutenu le:* 19/03/2014

Devant le jury composé de :

Dr : R. MANAA	M. Conférences. A	Université de Batna	Président
Dr : H. MAZOUZ	Professeur	Université de Batna	Rapporteur
Dr : M. BRIOUA	Professeur	Université de Batna	Examineur
Dr : A. LAGRED	M. Conférences. A	Université de Annaba	Examineur

Année universitaire 2013/2014

# REMERCIEMENTS

*Avant tout nous tenons à remercier Dieu tout puissant de nous avoir donné la volonté, la santé et la patience Durant nous années d'études et surtout pendant la réalisation de ce mémoire.*

*Je remercie le docteur **Mazouz hamoudi**, rapporteur de la thèse, pour avoir dirigé cette thèse avec une grande rigueur scientifique et pédagogique, une confiance et une liberté d'approche, et pour sa passion de la biomécanique du rachis qu'elle a su faire partager.*

*Je remercie l'ensemble des membres du Jury et mes rapporteurs pour avoir accepté de juger ce travail.*

*Merci à tous les chercheurs, les membres de l'Institut du génie mécanique Université de Batna. Que ma famille, mes proches trouvent ici toute mon affection, mon amitié, et ma profonde reconnaissance pour m'avoir soutenu jusqu'ici.*

*Enfin, je remercie mes proches pour leur soutien inconditionnel. A mes parents, je vous remercie du fond du cœur pour m'avoir accompagné et soutenu pendant toutes ces années.*

*Et toutes les autres personnes qui m'ont aide dans la réalisation de ce travail.*

*Wehhab Bengouga*

# SOMMAIRE

LEXIQUE.

INTRODUCTION GENERALE.

## **CHAPITRE I.....ANATOMIE**

I. ANATOMIE.....	11
I.1 INTRODUCTION.....	11
I.2 ANATOMIE DESCRIPTIVE DU RACHIS SAIN.....	12
I.3 LE RACHIS.....	13
I.4 LES VERTEBRES.....	13
I.5 LE BASSIN.....	15
I.6 L'ARTICULATION INTERVERTEBRALE.....	16
I.6.1 LE DISQUE INTERVERTEBRAL.....	16
I.6.2 LES ARTICULATIONS ZYGAPOPHYSAIRES.....	17
I.6.3 LES LIGAMENTS PERIPHERIQUES.....	17
I.6.4 LE SYSTEME MUSCULAIRE.....	19

## **CHAPITRE II..... LES REPERES ANATOMIQUES DU RACHIS**

II. LES REPERES ANATOMIQUES DU RACHIS.....	20
II.1. REPERE DE REFERENCE DU CORPS HUMAIN EN POSTURE DEBOUT.....	20
II.2 LES REPERES SPECIFIQUES DU RACHIS.....	21
II.2.1 REPERE LOCAL VERTEBRAL.....	22
II.2.2 REPÈRE RÉGIONAL.....	23
II.2.3 REPERE SPINAL.....	23
II.2.4 REPERE GLOBAL.....	24

## **CHAPITRE III.....LE RACHIS SCOLIOTIQUE**

III LE RACHIS SCOLIOTIQUE.....	25
III.1 INTRODUCTION.....	25
III.2 LES DEFORMATIONS SCOLIOTIQUES.....	25
III.3 MOBILITE DU RACHIS LOMBAIRE ET DORSAL.....	26
III.3.1 MOUVEMENTS.....	26
III.3.1.1 LES AXES.....	26
III.3.1.2 LES MOBILITES SEGMENTAIRES.....	27

III.3.1.3 LES MOBILITES SEGMENTAIRES.....	28
III.3.1.4 ROTATION AXIALE .....	28
III.3.2 FLEXION-EXTENSION.....	29
III.3.3 INCLINAISON LATERALE .....	29
III.4 EXAMEN DU RACHIS DE PROFIL .....	30
III.5 EXAMEN DU RACHIS DE FACE ET DE DOS .....	31
III.5.1 ÉQUILIBRE DU BASSIN .....	31
III.5.2 ÉQUILIBRE DES EPAULES .....	31
III.6 MODELISATION DU RACHIS.....	31
III.6.1 APPROCHE DETAILLEE .....	31
III.6.2 APPROCHE GLOBALE .....	32

## **CHAPITRE IV..... PARAMETRES CLINIQUES**

IV. PARAMETRES CLINIQUES DU RACHIS ET DU DOS.....	34
IV.1 PARAMETRES CLINIQUES DU RACHIS.....	34
IV.1.1 PARAMETRES DANS LE PLAN FRONTAL.....	34
IV.1.2 PARAMETRES DANS LE PLAN SAGITTAL.....	37
IV.1.3 PARAMETRES DANS LE PLAN TRANSVERSAL.....	38
IV.1.4 PARAMETRES 3D.....	40
IV.2 PARAMETRES CLINIQUES DE LA SURFACE DU DOS ET DU TRONC.....	41
IV.2.1 PARAMETRES DANS LE PLAN FRONTAL.....	41
IV.2.2 PARAMETRES DANS LE PLAN SAGITTAL.....	42
IV.2.3 PARAMETRES DANS LE PLAN TRANSVERSAL.....	44

## **CHAPITRE V.....LE RACHIS THORACIQUE**

V. INTRODUCTION.....	45
V.1 THORAX.....	45
V.1.1 LES PARTIES DE LA COTE.....	47
V.1.2 LA FONCTION RESPIRATOIRE.....	48
V.1.3 NOMBRE DE NERVURES.....	49
V.1.4 PROBLEMES MEDICAUX.....	50
V.2 LES ARTICULATIONS POSTERIEURES.....	50
V.3 LES ARTICULATIONS DE LA TETE COSTALE.....	50
V.4 MUSCLES DU THORAX.....	51
V.4.1 MUSCLES ANTERIEURS.....	51
V.4.2 MUSCLES POSTERIEURS EN VUE ANTERIEUR.....	51
V.4.3 LES LIGAMENTS.....	51
V.5 LES ARTICULATIONS COSTO-TRANSVERSAIRE.....	52

V.5.1 MOYENS DE CONTENTION.....	52
V.5.2 ROTATION.....	52
V.6 LES ARTICULATION ANTERIEURES.....	52
V.6.1 ARTICULATIONS MANUBRIO-STERNALE.....	52
V.6.2 MOYEN DE CONTENTION.....	53
V.6.3 ARTICULATION XIPHO-STERNAL.....	53
V.6.4 LES ARTICULATIONS STERNO-COSTALE.....	53
V.7 LES ARTICULATIONS STERNO-COSTALES.....	53
V.7.1 MOYEN DE CONTENTION.....	54
V.7.2 ROLES DE CES ARTICULATIONS.....	54
V.8 P ATHOLOGIE.....	55

## **CHAPITRE VI.....METHODES DE RECONSTRUCTION 3D A PARTIR DE LA RADIOGRAPHIE**

VI. METHODES DE RECONSTRUCTION 3D A PARTIR DE LA RADIOGRAPHIE.....	56
VI.1 METHODE DE RECONSTRUCTION 3D « SCP ».....	56
VI.1.1 DESCRIPTION DES METHODES.....	56
VI.1.2 EVALUATION DES METHODES.....	58
VI.3 CONCLUSION INTERMEDIAIRE.....	59
VI.2 METHODE DE RECONSTRUCTION 3D « NSCP » ET « NSCC ».....	60
VI.2.1 ESCRIPTION DES METHODES.....	60
VI.2.2 EVALUATION DES METHODES.....	62
VI.3 CONCLUSION INTERMEDIAIRE.....	63
VI.3 METHODES DE RECONSTRUCTION 3D SEMI-AUTOMATIQUES S'APPUYANT SUR DES MODELES PARAMETRES ET DES TECHNIQUES D'ESTIMATION.....	64
VI.3.1 PRINCIPE GENERAL.....	64
VI.3.2 DESCRIPTION DES METHODES.....	65
VI.3.2.1 MODELE PARAMETRE.....	65
VI.3.2.2 INITIALISATION DES MODELES PARAMETRES.....	66
VI.3.2.2 AJUSTEMENT DES MODELES PARAMETRES PRE-PERSONNALISES.....	67
VI.3.3 EVALUATION DES METHODES.....	68
VI.3.4 CONCLUSION INTERMEDIAIRE.....	69
VI.4 METHODES DE RECONSTRUCTION 3D S'APPUYANT SUR DES ALGORITHMES DE TRAITEMENT D'IMAGE.....	70
VI.4.1 PRINCIPE GENERAL.....	70
VI.4.2 DESCRIPTION DES METHODES.....	70
VI.4.2.1 MODELES DEFORMABLES PAR ANALYSE EN COMPOSANTE PRINCIPALE.....	70
VI.4.2.2 INITIALISATION DES MODELES.....	72

VI.4.2.3 RECALAGE PAR TRAITEMENT D'IMAGE.....	73
VI.4.3 EVALUATION DES METHODES.....	77
VI.4.3.1 METHODES S'APPUYANT SUR LA SEGMENTATION DES RADIOGRAPHIES.....	77
VI.4.3.1 METHODES S'APPUYANT SUR DES MESURES DE SIMILARITE.....	78
VI.4.4 CONCLUSION INTERMEDIAIRE.....	78
VI.5 SYNTHESE ET OBJECTIFS DE LA THESE.....	79
CONCLUSION GENERALE	
REFERENCE BIBLIOGRAPHIQUE	

## LEXIQUE [7]

Colonne Vertébrale	Squelette axial du tronc, qui soutient la tête et est rattaché aux membres par la ceinture scapulaire et le bassin synonyme: rachis.
Ultrason	Vibrations mécaniques dont la fréquence est trop élevée pour être audible.
Abdomen	Partie inférieure du tronc, située entre le thorax en haut et le petit bassin en bas.
Anisotropie	Inégalité du pouvoir réfringent des yeux.
Ankylose	Limitation plus ou moins grande de la mobilité d'une articulation due à des lésions osseuses ou articulaires.
Annulus	les fibres élastiques sont tendues et entrecroisées, elles absorbent les contraintes horizontales transmises par le nucléus ainsi que les forces de cisaillement. Le rôle de ces fibres est capital dans les mouvements de rotations et asymétriques.
Antimitotique	Qui s'oppose à la mitose (division cellulaire).
Apophyses	Saillie osseuse qui peut supporter une surface articulaire ou donner une insertion à un muscle ou à un tendon.
Arthrodèse	Intervention chirurgicale consistant à bloquer définitivement une articulation.
Arthrose	Lésion chronique, dégénérative et non inflammatoire d'une articulation.
Capsule	Formation fibreuse de l'organisme, qui peut être: membrane d'enveloppe, enveloppe d'une articulation.
Ceinture Pelvienne	Concerne le bassin ensemble osseux qui unit un membre de tronc.
Charnière	Terme désignant certaine région articulaire: charnière cervico-occipitale (entre la tête et le cou), charnière lombo- sacrée (entre la 5 <sup>ème</sup> vertèbre lombaire et le sacrum).
Cisaillement (Contrainte)	Contrainte ou composante de la contrainte s'exerçant tangentiellement à un plan donné.
Coccyx	Pièce osseuse triangulaire à base supérieure articulée avec le sacrum, et formé par réunion de 4 à 6 vertèbres atrophiées.
Coefficient de Poisson	L'allongement (ou le raccourcissement dans le cas d'une compression) unitaire d'une éprouvette soumise à une force de traction F est accompagné d'une contraction
Cyphose	Courbure de la colonne vertébrale à convexité postérieure.
Dégénérescence Musculaire	Les maladies du muscle, primitives ou secondaires, entraînent des altérations dégénératives des fibres, connues sous le nom de dégénérescence granuleuse, cireuse, vitreuse.
Disque Intervertébral	Formation interosseuse unissant deux vertèbres, et dont la forme et celle d'une lentille biconvexe.
Distal	vers l'extrémité du membre .Les doigts sont la partie distale du membre supérieur par rapport au tronc. Le mot s'emploie par opposition à proximal.
Extension	Action d'étendre, d'allonger un segment du corps sur le ou les segments adjacents.
Extraction	Action d'extraire, d'enlever.
Fémoral	Qui a rapport avec le fémur.

Fémorale	Qui a rapport avec le fémur (Os qui forme le squelette de la cuisse.)
Fluage	Déformation plastique lente d'un matériau sous l'effet d'une charge.
Fluide newtonien	Si un fluide, à température constante, a une viscosité qui reste constante quelle que soit la vitesse de la contrainte de cisaillement appliquée, on dit que ce fluide est newtonien.
Greffon	Tissu ou organe servant à faire une greffe (Opération qui consiste à transférer sur un individu des parties de tissu ou d'organe prélevées sur lui-même ou sur un d'autre).
Hyperlordose	Exagération de la courbure, à convexité antérieure, de la colonne vertébrale.
Hystérie	Névrose caractérisée par une disposition particulière à exprimer par des manifestations corporelles des conflits effectifs inconscients.
In vitro	Se dit de toute expérience de laboratoire pratiquée hors d'un organisme vivant.
In vivo	Se dit des expériences, des interventions pratiquées sur l'animal de laboratoire vivant.
Isotropes	Corps simples dont les propriétés chimiques, magnétiques et optiques sont identiques alors que leur masse atomique est légèrement différente.
Lésion Traumatique	Ensemble des altérations d'un tissu, d'un organe provoqué accidentellement par un agent extérieur, et de troubles qui en résultent
Ligament	bande de tissu conjonctif blanchâtre, très résistant, entourant les articulations.
Lombo -sacré	Qui concerne à la fois la région lombaire et le sacrum.
Lordose	Courbure à convexité antérieure de la colonne vertébrale.
Méninge	Enveloppe du système nerveux central.
Moelle Epinière	Située dans le canal rachidien, c'est une tige cylindrique qui s'étend du trou occipital jusqu'au niveau de la deuxième vertèbre lombaire.
Moelle osseuse	La moelle rouge est cantonnée, chez l'adulte, aux os courts et plats et aux extrémités des os longs : la moelle jaune contient surtout de la graisse. La moelle osseuse rouge est le principal organe de l'érythropoïèse.
Monomère	Constitué de molécules simples susceptibles de réagir les unes sur les autres et de former un ou des polymères.
Morbidité	Nombre d'individus touchés par une maladie dans une population déterminée et pendant un temps donné.
Nucleus	Fortement hydrophile, il est comprimé (état de précontrainte) dans sa logette disco-ligamentaire, il transmet sa tension interne dans toutes les directions et tend à écarter les plateaux vertébraux.
Nucleus Pulposus	Partie centrale des disques intervertébraux, faite d'une substance gélatineuse et ferme.
Orteil	Au nombre de cinq, les orteils sont au pied l'équivalent des doigts de la main.
Orthopédique	Etymologiquement, correction des déformations infantiles, mais l'usage englobe sous ce nom toute la partie de la médecine et de la chirurgie qui a pour objet l'étude et le traitement des affections de l'appareil locomoteur et du Rachis.

Ostéosynthèse	Intervention chirurgicale ayant pour but de mettre en place exactement les fragments d'un os fracturé et de les maintenir par un matériel.
Pathologie	Science consacrée à l'étude des maladies.
Pédicules	Faisceau nourricier d'un organe, d'une glande, d'un tissu, réunissant l'artère principale, ses veines et son nerf.
Plasticité	Aptitude d'une matière à prendre différentes formes.
Proximale	Proche de la racine ou du centre, par opposition à distal, qui concerne l'extrémité.
Psoas	Muscle épais, fusiforme, qui s'étend des vertèbres lombaires au petit trochanter, où il se termine par tendon commun avec le muscle iliaque.
Résection	Ablation de tout ou partie d'un organe, avec conservation ou rétablissement de ses fonctions: résection d'anses intestinales, de portions de colon, de certains os.
Sacrum	Os formé par la réunion des 5 vertèbres sacrées, articulé latéralement avec les os iliaques: par sa face supérieure avec le rachis lombaire et par son extrémité inférieure avec le coccyx.
Scoliose	Déviations latérales de la colonne vertébrale.
Spondylolisthésis	Glissement en avant du corps d'une vertèbre. Il résulte le plus souvent d'une absence d'ossification entre le segment postérieur et le corps de la vertèbre.
Spondylolyse	Rupture entre les arcs antérieur et postérieur d'une vertèbre, entraînant un glissement du corps vertébral en avant.
Tendon	tissu fibreux par l'intermédiaire duquel un muscle s'attache à un os.
Tibial	Qui se rapporte au tibia (os long volumineux, situé à la partie interne de la jambe, dont il forme le squelette avec le péroné).
Tissu cortical	C'est un tissu présente une couche périphérique de certain organe notamment le cerveau et la glande surrénale.
Tissu ligamentaire	C'est un tissu conjonctif.
Tissu spongieux	En forme d'éponge synonyme de tissu érectile (qui se relève).
Tronc	Partie du corps considéré sans la tête ni les membres, et formée de trois parties : le thorax, l'abdomen et le petit bassin.
Vertèbre	Elément constitutif de la colonne vertébrale.

## **INTRODUCTION GENERALE :**

Le thème BIOMECHANIQUE pourrait aussi s'intituler "Analyse et Modélisation de l'Homme en mouvement", il est relatif à l'étude du corps humain considéré comme un système mécanique composé de corps articulés.

La colonne vertébrale peut être considérée sur le plan biomécanique à la fois comme une poutre élancée et haubanée et un mécanisme poly-articulé.

Le rapport des dimensions transversales du rachis à la longueur développée de la colonne ainsi que les faibles courbures permettent en effet d'assimiler la colonne à une poutre élancée.

Les composants de la colonne alternativement peu déformables (corps vertébraux) et très déformables (disque et appareil ligamentaire) la rapprochent des systèmes mécaniques poly-articulés.

Les études biomécaniques du rachis s'intéressent donc aux différents aspects mécaniques de cette structure particulière mi-poutre mi-mécanisme encore appelée système multi corps dans le langage des mécaniciens.

Dans ce texte nous aborderons successivement deux aspects principaux du système multi corps qu'est le rachis.

Tout d'abord rappelle les notions fondamentales d'anatomie nécessaires à l'analyse de la colonne vertébrale ensuite les différentes méthodes de reconstruction 3d à partir de la radiographie .

Outre la compréhension du comportement mécanique de la colonne l'un des objectifs de la biomécanique rachidienne est d'aider à la conception et à la mise en place des matériels d'ostéosynthèse destinés au rachis.

Bien que ce texte ne soit pas un document exhaustif sur la biomécanique rachidienne nous tenterons dans les lignes qui suivent de montrer que la biomécanique rachidienne apporte sa contribution objective à la quantification des paramètres mécaniques du rachis à l'évaluation des mobilités rachidiennes et à la conception des matériels d'ostéosynthèse.

## **I. ANATOMIE :**

Cette première partie rappelle les notions fondamentales d'anatomie nécessaires à l'analyse de la colonne vertébrale. Nous commencerons par étudier l'anatomie du rachis sain, puis nous décrirons les différents repères d'analyse utilisés.

### **I.1 INTRODUCTION :**

Pour faciliter la compréhension du corps de thèse pour le lecteur, nous commençons par un concis recueil d'anatomie, enrichi de quelques rappels de biomécanique du rachis lombaire. L'anatomie fonctionnelle du rachis lombaire, ainsi que leur Mobilité seront brièvement présentées par la suite, pour préciser les principaux efforts supportés par le rachis lombaire.

La colonne vertébrale ou rachis est le principal support axial de l'organisme; elle fournit un support pour le crâne, le thorax et repose sur la ceinture pelvienne. De par sa construction, elle assure également au tronc une bonne flexibilité. De plus, elle protège la moelle épinière et les méninges, tout en laissant des ouvertures (les trous de conjugaison) entre les vertèbres pour le passage des nerfs rachidiens.

La colonne vertébrale est normalement formée de sept vertèbres cervicales, douze thoraciques et cinq lombaires, toutes appuyées sur le sacrum. Chaque vertèbre ou spondyle est composée d'une partie postérieure (l'arc vertébral), d'une partie antérieure (le corps vertébral) et d'une partie moyenne (les pédicules et les apophyses transverses). Entre elles se trouve un trou (trou vertébral ou canal rachidien) par lequel passe la moelle épinière avec les grands troncs nerveux. Chaque vertèbre s'articule avec la vertèbre supérieure et la vertèbre inférieure par quatre petites articulations appelées facettes articulaires, et entre les corps vertébraux se trouve un tissu intervertébral: le disque intervertébral, qui joue le rôle d'un élément articulaire et d'amortisseur de contraintes.

Les disques intervertébraux sont en grande partie responsables de la hauteur de la colonne pré sacrée (environ 25%).

La déshydratation des disques due à la pression exercée 4 par la station debout se traduit par un raccourcissement diurne d'environ 19mm de la hauteur totale chez un homme bien constitué [1].

La colonne vertébrale présente des courbures. Celles-ci sont dirigées à la fois en avant et en arrière et dessinent des creux (lordose) et une bosse (cyphose).

Les creux sont situés au niveau des régions cervicales et lombaires de la colonne vertébrale et la bosse au niveau de la région thoracique.

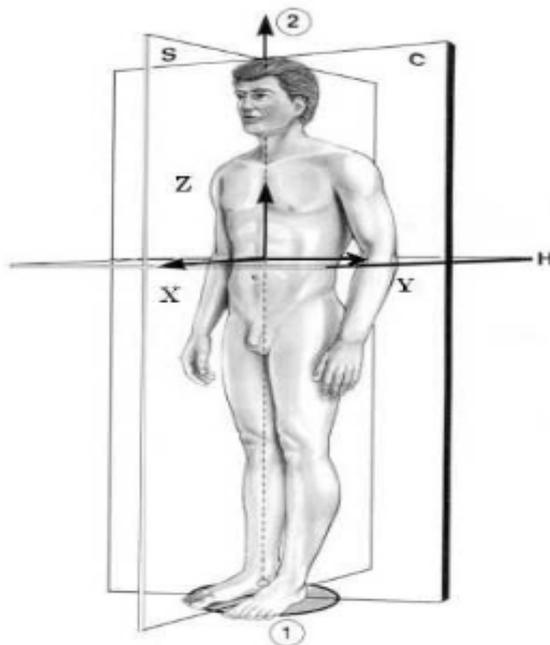
Ces courbures donnent au dos à la fois la souplesse, la mobilité et la stabilité.

## I.2 ANATOMIE DESCRIPTIVE DU RACHIS SAIN :

Cette présentation Elle a pour objectif de familiariser le lecteur avec les différents termes cliniques. Après une rapide présentation des plans de référence pour la description anatomique du corps humain, nous nous focaliserons sur l'anatomie descriptive du rachis lombaire sain en nous limitant volontairement au système osto- ligamentaire [2].

Les plans de référence suivants sont couramment utilisés pour décrire l'anatomie du corps humain (Figure I.1).

- ✚ Le plan sagittal (X, Z) contient l'axe vertical gravitaire et définit le plan de symétrie droite – gauche.
- ✚ Le plan transversal (ou transverse ou horizontal) (X, Y) est orthogonal à la ligne de gravité.
- ✚ Le plan frontal (ou coronal) (Y, Z) est orthogonal aux deux précédents.



- 1 : Polygone de sustentation.
- 2 : Ligne de gravité.
- S : Plan sagittal.
- H : Plan horizontal  
(Ou transversal).
- C : Plan coronal (ou frontal).

Figure I.1 Repères globaux [6].

## I.3 LE RACHIS :

Le rachis (ou colonne vertébrale) est une structure osto articulaire qui vise à maintenir l'équilibre postural en positionnant la tête et le bassin au dessus du polygone de sustentation.

Pour un rachis sain, cet empilement de vertèbres apparaît rectiligne dans le plan frontal et présente quatre courbures dans le plan sagittal (Figure I.1) une lordose cervicale, une cyphose thoracique, une lordose lombaire et une cyphose sacrée. Ces différentes courbures sont

généralement formées par les empilements de 7 vertèbres cervicales, 12 vertèbres thoraciques, 5 vertèbres lombaires et 5 vertèbres sacrées fusionnées qui forment le sacrum [3].

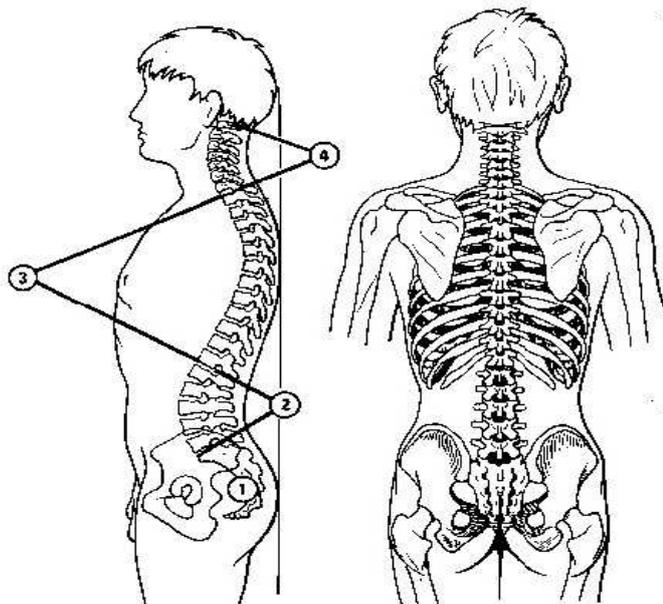


Figure I.2 Posture rachidienne [4].

#### **I.4 LES VERTEBRES :**

Les vertèbres qui composent la colonne vertébrale se répartissent en 7 vertèbres cervicaux, 12 dorsaux, 5 lombaires. 24 vertèbres s'articulent pour former la colonne vertébrale.

Les vertèbres de C3 à L5 présentent une architecture générale identique (Figure I.3). Elles se composent d'un corps vertébral (1), ensemble massif qui constitue la partie antérieure de la vertèbre. En arrière du corps vertébral, l'arc neural (2) regroupe les pédicules (8-9) et les lames vertébrales (10-11).

Sur cet arc neural viennent se fixer deux apophyses transverses (5-6), un processus épineux (7) et quatre processus (ou facettes) articulaires.

La colonne vertébrale est parfaitement rectiligne dans le plan frontal. Dans le plan sagittal existent 3 courbures physiologiques : une cyphose dorsale et une lordose lombaire. Un système articulaire et ligamentaire complexe stabilise ces éléments séparés par un disque intervertébral.

La morphologie des vertèbres est un peu différente à chaque niveau. La taille du corps vertébral augmente progressivement, de la première cervicale, jusqu'à la dernière vertèbre lombaire. Les apophyses articulaires sont verticales au niveau lombaire et plus oblique au niveau cervical, ce qui explique la plus grande amplitude de rotation cervicale.

Chaque vertèbre est formée d'un corps et d'un arc postérieur, qui s'implante sur le corps

par deux pédicules. L'arc postérieur comprend les lames (qui délimitent le canal avec les pédicules) et les lames sont hérissées d'apophyses (les apophyses articulaires, les apophyses transverses et l'apophyse épineuse). Sur les apophyses s'insèrent les ligaments nombreux et résistants, qui stabilisent l'ensemble, en collaboration avec les muscles.

Le canal médullaire contient la moelle épinière de laquelle s'échappent les racines rachidiennes, de chaque côté à chaque niveau. Elles cheminent dans les trous de conjugaison ou foramens.

Les vertèbres s'articulent entre elles par un trépied réalisé par le disque en avant et les deux apophyses articulaires en arrière. C'est le "segment mobile" de JUNGHANS [3].

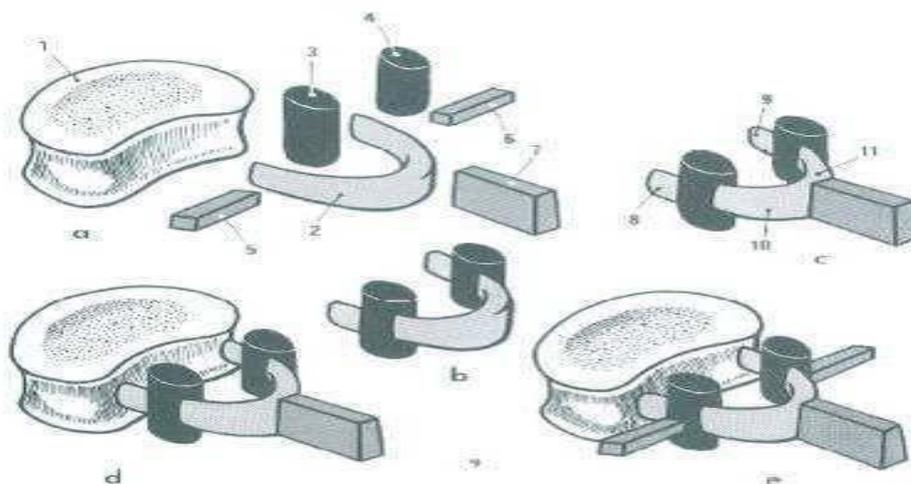


Figure I.3 Structure d'une vertèbre [4].

Une représentation des trois morphotypes de vertèbres (cervicales, thoraciques et lombaires) est proposée (Figure I.4) pour apprécier les différences de morphologies entre les niveaux vertébraux [4].

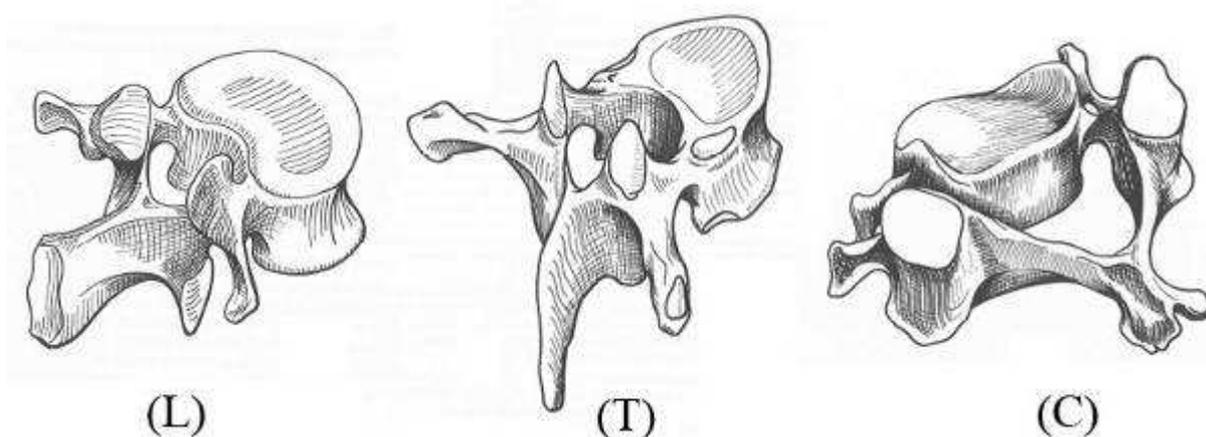


Figure I.4 Forme des vertèbres lombaires (L), thoraciques (T) et cervicales de type C3 à C7 (C) [4].

## **I.5 LE BASSIN :**

Le bassin est le socle du tronc. Il supporte le rachis et réalise la transition avec les membres inférieurs.

Il est composé du sacrum, des os iliaques gauche et droit et du coccyx (Figure I.5). Au regard de son rôle dans la stabilité du tronc, le bassin peut être considéré comme une vertèbre pelvienne.

Le sacrum est un os épais et volumineux résultant de la soudure de cinq vertèbres sacrées.

L'os iliaque : est un os plat pair et symétrique.

Il est constitué de trois parties : un segment supérieur ou aile iliaque perpendiculaire au segment inférieur formé par le pourtour osseux du trou obturateur et un segment moyen, siège de la cavité cotyloïde.

Le coccyx est un petit os triangulaire à sommet inférieur aplati, articulé en haut avec la dernière vertèbre sacrée. Il est formé par la fusion de deux à six vertèbres coccygiennes.

Ces os sont également le moyen d'attache des membres inférieurs au tronc, au niveau des articulations coxo-fémorales [5].



Figure I.5 Le bassin ou vertèbre pelvienne [5].

## **I.6 L'ARTICULATION INTERVERTEBRALE :**

Les vertèbres s'articulent par l'intermédiaire du disque intervertébral et des facettes articulaires inférieures et supérieures.

La forme et l'orientation des facettes articulaires évoluent en fonction des niveaux vertébraux. Une capsule articulaire formée d'une membrane fibreuse et d'une membrane synoviale unit les facettes articulaires supérieures d'une vertèbre aux facettes articulaires inférieures de la vertèbre sus-jacente.

## I.6.1 LE DISQUE INTERVERTEBRAL :

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 être maximum dans la région lombaire.

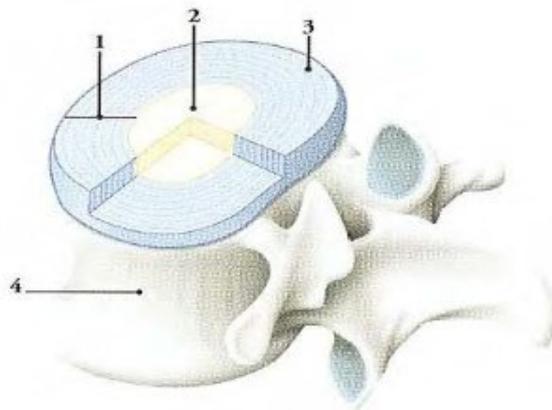
Chaque disque est un fibrocartilage, il a la forme d'une lentille biconvexe avec une partie périphérique appelée anneau fibreux (ou annulus fibrosus) et une partie centrale appelée noyau pulpeux (ou nucleus pulposus).

La partie externe est formée de lamelles fibreuses disposées de la périphérie vers le centre en couches à peu près concentriques.

Dans chacune des lamelles, les fibres s'étendent entre deux corps vertébraux voisins suivant une direction oblique qui est la même pour toutes les fibres d'une même lamelle fibreuse.

Les fibres de lamelles voisines ont une obliquité inverse. Le noyau pulpeux, peu développé dans les disques thoraciques, est situé près du bord postérieur.

De substance gélatineuse molle contenant de 70 à 80% d'eau, il se densifie et se réduit avec l'âge [2].



1. Anneau fibreux.
2. Noyau pulpeux.
3. Lamelles de fibrocartilage.
4. Corps vertébral.

Figure I.6 Structure du disque intervertébral [4].

## I.6.2 LES ARTICULATIONS ZYGAPOPHYSAIRES :

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

## I.6.3 LES LIGAMENTS PERIPHERIQUES :

Principal système stabilisateur, les ligaments du rachis lombaire (Figure 7) solidarisent les éléments constitutifs à l'échelle globale (ligaments communs antérieurs et postérieurs, ligaments sur-épineux) et segmentaire (ligaments jaune, inter-épineux, intertransversaires et inter-apophysaires), assurant aussi la liaison avec le bassin (ligament ilio-lombaire).

□ Le ligament longitudinal antérieur est une longue bande fibreuse tendue de la base de l'occiput jusqu'à la face antérieure de S2 (deuxième vertèbre sacrée). Il adhère à la face antérieure des corps vertébraux et des disques intervertébraux.

Il se compose de fibres longues superficielles qui s'étendent sur trois ou quatre vertèbres et de fibres courtes profondes qui unissent deux vertèbres adjacentes.

□ Le ligament longitudinal postérieur est situé dans le canal vertébral, c'est une longue bande fibreuse. Il est tendu de la face postérieure du corps de l'axis à celle du coccyx. Étroit au niveau des corps vertébraux, il s'élargit pour se fixer sur les disques intervertébraux et sur la partie adjacente des corps.

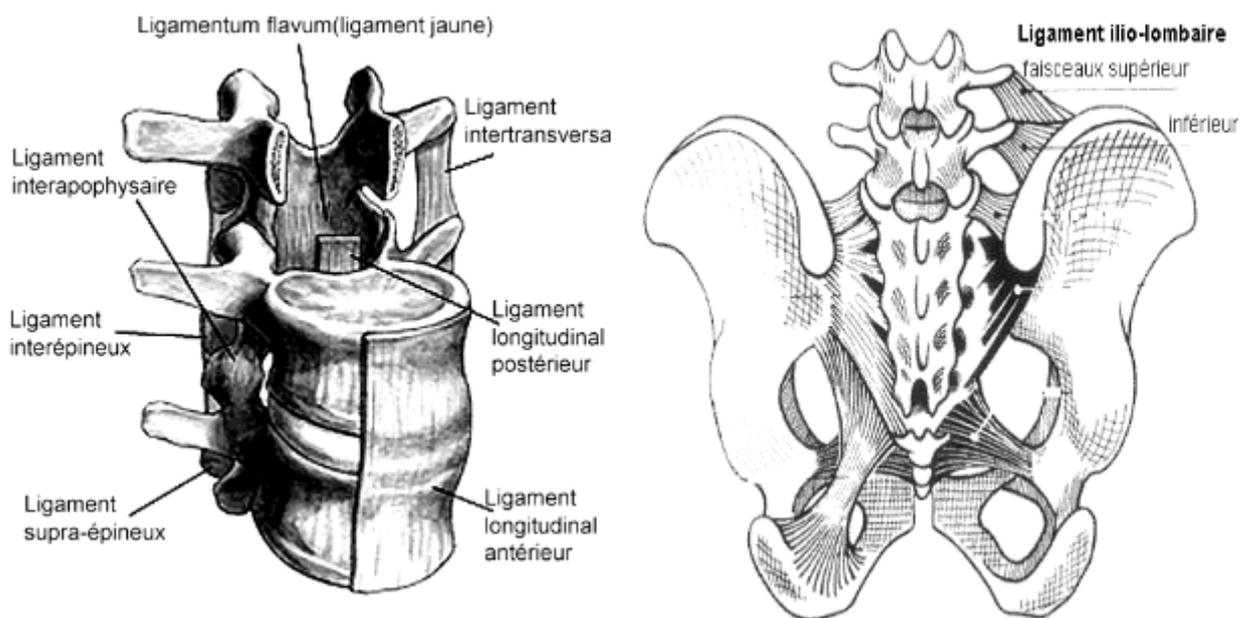


Figure I.7 Système ligamentaire du rachis lombaire [7].

□ Le ligament jaune se fixe sur le bord des lames sus et sous-jacente.

De coloration jaunâtre, il est rectangulaire et particulièrement épais et résistant dans la région lombaire. Il limite la flexion.

□ Le ligament supra-épineux est un cordon fibreux solide tendu du processus épineux de la septième vertèbre cervicale à la crête sacrale. Il se fixe au sommet des processus épineux des vertèbres.

□ Les ligaments inter-épineux unissent le bord des processus épineux sus-jacents et sous-jacents. Solides et très élastiques, ils limitent la flexion du rachis et contribuent au maintien de la posture vertébrale.

□ Les ligaments intertransversaires sont de fines lames fibreuses unissant les processus transverses.

□ Le ligament ilio-lombaire, tendu entre les processus transverses des deux dernières vertèbres lombaires et l'os coxal est lié à l'acquisition de l'orthostatisme et semble jouer un rôle important dans la stabilisation de la charnière lombo-sacrée [2].

#### **I.6.4 LE SYSTEME MUSCULAIRE :**

On distingue premièrement des muscles qui s'insèrent directement (intrinsèques) sur le rachis lombaire, qu'ils mobilisent et stabilisent, comme les para-vertébraux dorsaux, quadratus lumborum (carré des lombes) et la portion vertébrale du psoas, et ensuite des muscles dits extrinsèques, de la paroi antérolatérale de l'abdomen (sangle abdominale) qui jouent un rôle indirecte dans la stabilisation du rachis.

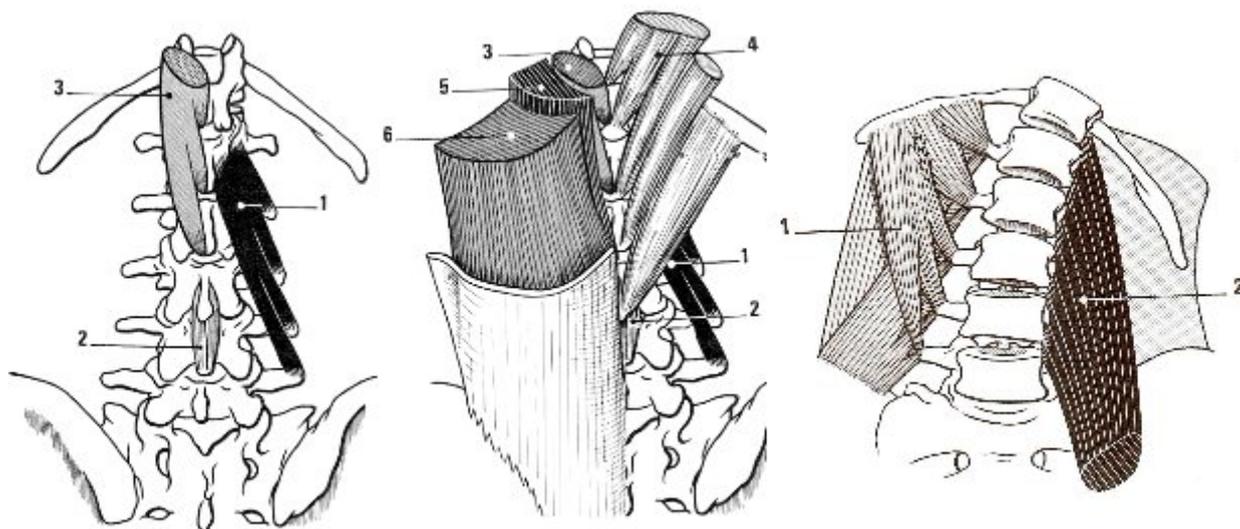


Figure I.8 Système musculaire du rachis [4].

On observe, de gauche à droite le plan postérieur profond, les plans moyen et superficiel et le plan latéral.

1 : Muscle transversaire-épineux.

5 : Muscle grand dorsal.

2 : Muscle inter-épineux.

6 : Muscle ilio-costal.

3 : Muscle épi-épineux.

7 : Muscle carré des lombes.

4 : Muscle petit dentelé.

8 : Muscle psoas.

De la même manière, on peut distinguer dans la première catégorie (intrinsèques) , 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).

Il convient également de mentionner le rôle stabilisateur indirecte des fascias, qui limitent la globalisation (augmentation de section) des muscles postérieurs, lors de leurs contractions, entraînant un effet raidisseur du rachis par le serrage de l'ensemble de la structure [4].

## II. LES REPERES ANATOMIQUES DU RACHIS :

### II.1. REPERE DE REFERENCE DU CORPS HUMAIN EN POSTURE DEBOUT :

Directement lié à la fonction de stabilité, il convient de définir le repère de référence du corps, en posture debout et par rapport à la ligne de gravité.

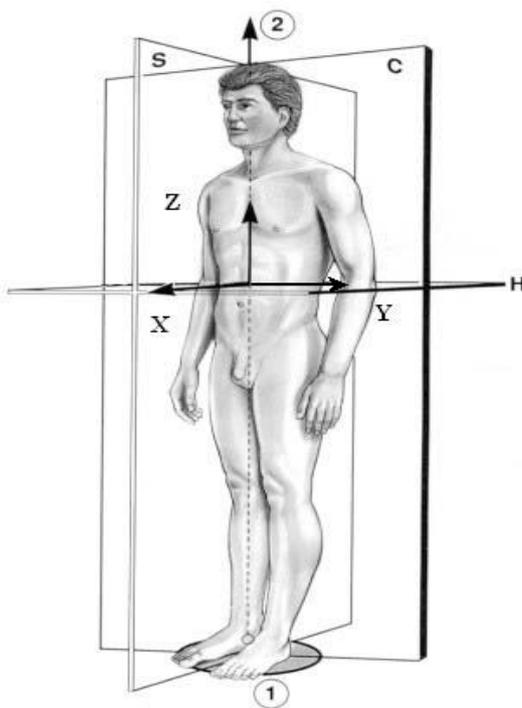
Ce repère de référence appelé repère global (Figure 1) est défini par l'axe postéro-antérieur X, l'axe latéral Y (orienté droite-gauche) et l'axe vertical Z (ascendant selon la ligne de gravité) [9].

On peut alors considérer les différents plans de référence :

**Le plan coronal ou frontal (YZ) :** il peut être défini comme le plan vertical contenant les épines iliaques antéro-supérieures.

**Le plan sagittal (XZ) :** il est assimilable à un plan de symétrie « gauche – droite » du corps.

**Le plan horizontal ou transversal :** ce plan est perpendiculaire à la ligne de gravité.



1 : Polygone de sustentation

2 : Ligne de gravité

X : Axe postéro-antérieur

Y : Axe latéral

Z : Axe vertical

C : Plan coronal (ou frontal)

S : Plan sagittal

H : Plan horizontal (ou transversal)

Figure II.1 Repère de référence du corps humain [6].

## II.2 LES REPERES SPECIFIQUES DU RACHIS :

Afin de représenter le rachis à différentes échelles, ainsi que pour décrire certaines déformations rachidiennes, plusieurs repères de référence ont été proposés.

D'uniformiser l'utilisation de ces repères, un rapport présenté à la Scoliosis Research (SRS) propose une terminologie complète associée à la colonne vertébrale avec, en particulier, la définition de repères fondamentaux pour l'étude de la déformation scoliootique [9].

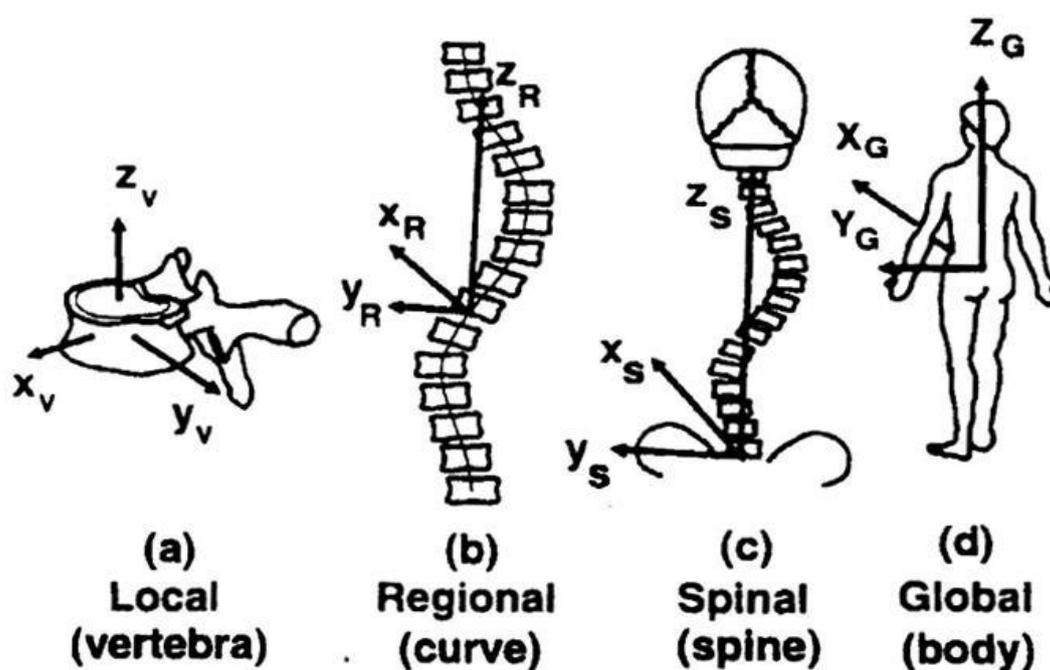


Figure II.2 Repères liés au rachis définis par la Scoliosis Research Society [9].

## II.2.1 REPERE LOCAL VERTEBRAL:

Le repère local est basé sur la morphologie de la vertèbre. Il est défini de la manière suivante :

Origine : milieu des centres des plateaux supérieur et inférieur de la vertèbre (centre du corps vertébral).

**Axe  $Z_V$**  : passe par les centres des plateaux vertébraux, dirigé vers le haut

**Axe  $X_V$**  : perpendiculaire commune à l'axe  $Z_V$  et à la ligne passant par la base des pédicules, dirigée vers l'avant.

**Axe  $Y_V$**  : complète le repère pour qu'il soit orthonormé et direct.

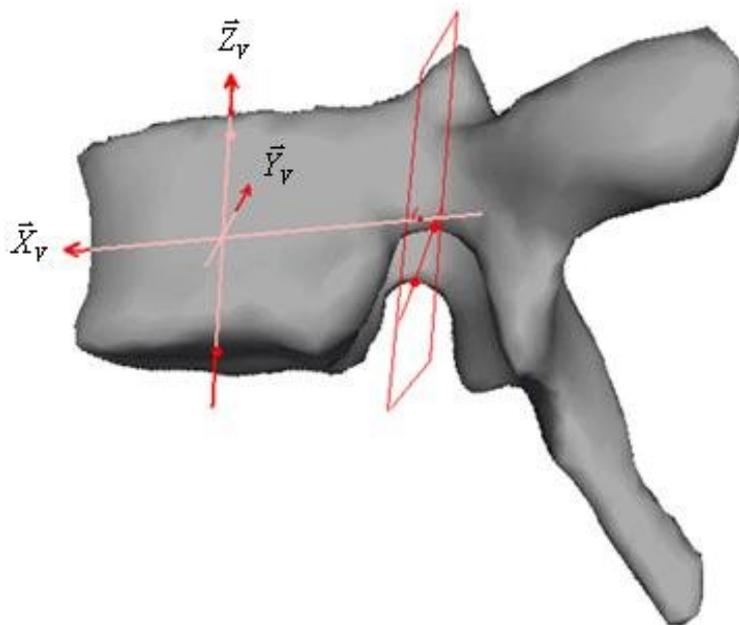


Figure II.3 Repère local vertébral [8].

## II.2.2 REPÈRE RÉGIONAL:

Un repère régional est lié à une courbure. Par exemple, pour une courbure scoliootique, l'origine est placée au centre de la vertèbre jonction inférieure de la courbure, l'axe  $Z_R$  est défini comme passant par les deux vertèbres jonction de la courbure, dirigé vers le haut, l'axe  $Y$  est normal au plan passant par les vertèbres jonction et la vertèbre sommet, et  $X_R$  complète le repère pour qu'il soit orthonormé et direct.

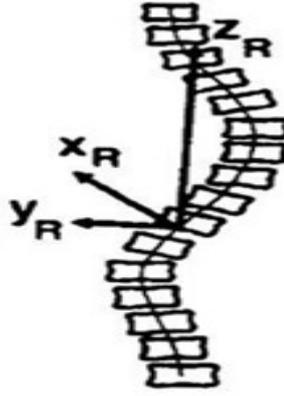


Figure II.4 Repère local vertébral [8].

## II.2.3 REPERE SPINAL:

Le repère spinal est basé sur le bassin et la vertèbre C7.

Origine : centre du plateau sacré (plateau supérieur de S1)

Axe  $Z_S$  : passe par l'origine et le centre du corps vertébral de C7, dirigé vers le haut

Axe  $X_S$  : perpendiculaire commune à l'axe  $Z_S$  et à la ligne des épines iliaques antéro-supérieures, dirigée vers l'avant.

Axe  $Y_S$  : complète le repère pour qu'il soit orthonormé et direct.

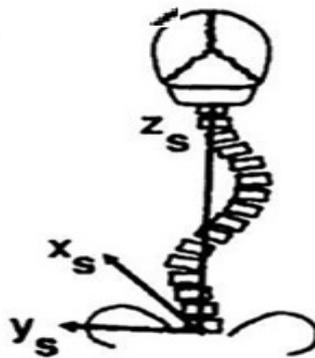


Figure II.5 Repère spinal [8].

## II.2.4 REPERE GLOBAL:

Le repère global est basé sur le bassin et la ligne de gravité.

Origine : centre du plateau sacré (plateau supérieur de S1)

Axe  $Z_G$  : vertical (ligne de gravité), dirigé vers le haut

Axe  $X_G$  : perpendiculaire commune à l'axe  $Z_G$  et à la ligne des épines antéro-supérieures, dirigée vers l'avant

Axe  $Y_G$  : complète le repère pour qu'il soit orthonormé et direct

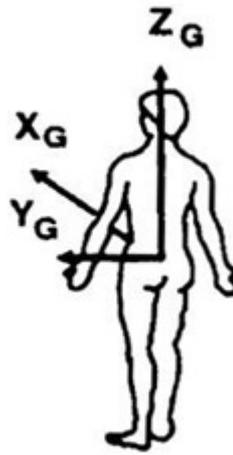


Figure II.6 Repère global [8].

### **III LE RACHIS SCOLIOTIQUE :**

#### **III.1 INTRODUCTION :**

La scoliose comme une déformation tridimensionnelle de la colonne vertébrale « La scoliose est une courbe qui se développe dans l'espace. Celle-ci est due à un mouvement de torsion généralisé à tout le rachis.

L'origine de la scoliose apparaît aujourd'hui comme multifactorielle, associant des déséquilibres génétiques à des facteurs hormonaux, neurologiques, de croissance, ainsi qu'à des facteurs biomécaniques [3].

#### **III.2 LES DEFORMATIONS SCOLIOTIQUES :**

La scoliose entraîne des déformations tridimensionnelles qui perturbent la morphologie naturelle du rachis. Dans le plan frontal apparaissent une ou plusieurs courbures.

La courbure est dite « fonctionnelle » si elle est réductible (par des tests d'inclinaison latérale par exemple) ou à l'inverse « structurale ». Une courbure structurale entraîne des courbures compensatoires qui visent à rétablir l'équilibre postural du sujet.

Les déformations entraînées par ces courbures sont assez complexes. Dans le plan frontal, certaines vertèbres présentent une déviation latérale importante alors que d'autres sont particulièrement inclinées.

D'autre part, le mécanisme de torsion du rachis scoliotique entraîne des rotations vertébrales autour de l'axe  $Z_r$  de leur repère local que l'on appelle « rotations vertébrales axiales » (ou « intervertébrales axiales » lorsque l'on considère une vertèbre par rapport à une autre).

Chaque courbure (ou segment) est ainsi limitée par une zone junctional supérieure et une zone junctional inférieure (Figure III.1) [3].

Cette zone caractérise « l'amorce » de la courbure et peut concerner une vertèbre ou un disque, présentant une inclinaison importante ainsi qu'une rotation intervertébrale élevée. Au sommet de la courbure se trouve la zone apicale qui se caractérise par une déviation latérale importante et une rotation vertébrale axiale élevée.

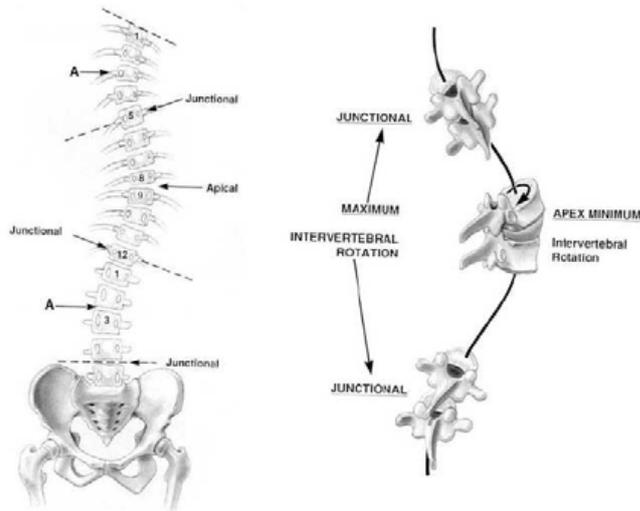


Figure III.1 Vertèbres stratégiques de la scoliose [6].

### III.3 MOBILITE DU RACHIS LOMBAIRE ET DORSAL : [10]

#### III.3.1 MOUVEMENTS :

Ce segment mobile est aussi le segment moteur :

- Qui autorise le mouvement.
- Qui le limite par :
  - \* Orientation des articulaires.
  - \* Tension ligamentaire.

#### III.3.1.1 LES AXES :

**A/** Axe antéro-postérieur dans le plan sagittal définit la flexion-extension.

**B/** Axe transversal dans le plan frontal définit le mouvement d'inclinaison latérale droite et gauche.

**C/** Axe vertical (axe rachidien) rotation axiale Il existe d'autres mouvements:

- Glissement d'avant en arrière.
- Glissement transversal.
- Compression (rapprochement).
- Distraction (éloignement).



Figure III.2 Mobilité du rachis lombaire et dorsal [10].

### III.3.1.2 LES MOBILITES SEGMENTAIRES :

#### A/ Flexion – Extension La Flexion Fait Intervenir:

- \* Un pincement discal en avant.
- \* Un bâillement discal en arrière.
- \* Guidé par les apophyses articulaires mais pas limitée par les surfaces articulaires limitée par leurs capsules, les ligaments commun postérieur, susépineux et interépineux variable selon l'âge.

#### B/ L'extension Fait Intervenir:

- \* Un pincement discal en arrière.
- \* Un bâillement discal en avant (20-25% en +).
- \* Guidé par les apophyses articulaires.
- \* Limitée par ligament commun antérieur et par le contact des apophyses épineuses [10].

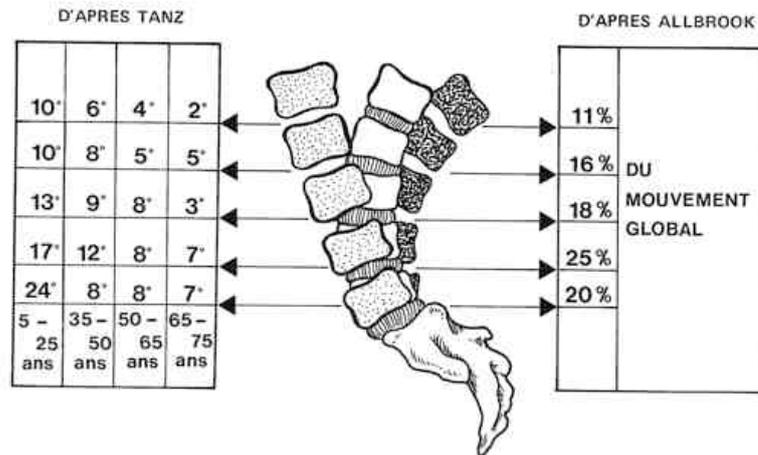


Figure III.3 Les mobilités segmentaires [10].

### III.3.1.3 LES MOBILITES SEGMENTAIRES :

#### A/ Inflexion Latérale Fait Intervenir:

- \* Un pincement discal du côté de l'inflexion.
- \* Un bâillement discal de l'autre côté.
- \* Guidé par les apophyses articulaires qui glissent sagittalement, presque nulle dans la concavité maximale dans la convexité.
- \* Freinage par le disque et les intertransversaires
- \* 12 à 15° (maxi en lombaire haut) [10].

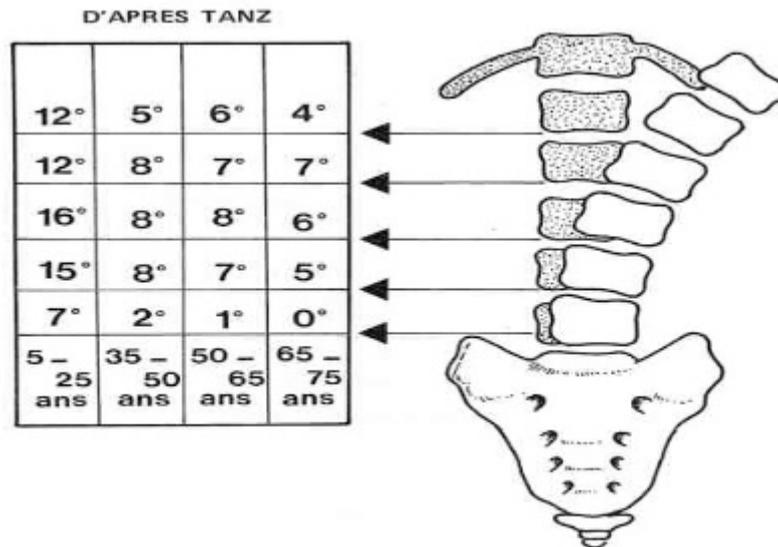


Figure III.4 Inflexion Latérale [10].

### III.3.1.4 ROTATION AXIALE :

- Sollicitation des fibres discales obliques.
- Guidée par apophyses articulaires.

#### -A/ En Thoracique:

Le Centre rotation perpendiculaire aux facettes articulaires est au centre du disque donc contraintes en torsion réparties.

#### B/ En Lombaire:

Le Centre rotation est postérieur (articulation sagittale) d'où contraintes en torsion et cisaillement car bras de levier dégénérescence des disques lombaires.

- Valeur globale de 102° du sacrum à T<sub>1</sub>.
- 74° de T<sub>1</sub> à T<sub>12</sub>.
- 36° du sacrum à L<sub>1</sub> donc faible rotation au niveau lombaire.
- Bassin et colonne lombaire = unité fonctionnelle.
- Diminution de la rotation de T1 à T7 et S à T7.
- 7ème dorsale: transition rot. pelvis- rot scapulaire.

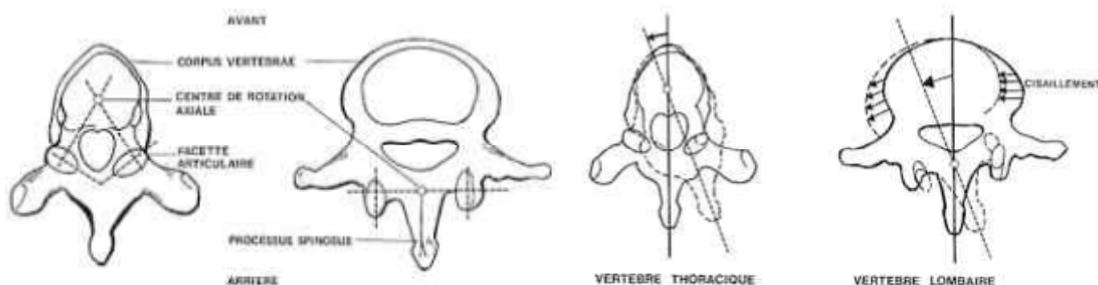


Figure III.5 Rotation axiale [10].

### III.3.2 FLEXION-EXTENSION :

Elle se consomme surtout dans la colonne lombaire, au niveau de laquelle on peut obtenir globalement 90° d'amplitude. Le test de SCHÖBER est un moyen indirect d'évaluer la capacité de flexion.

Deux points séparés par une distance de 10cm, en extension, doivent être normalement distants de 14 à 15cm, lorsque le rachis est en flexion maximum.

On peut aussi mesurer la distance mains sol.

### III.3.3 INCLINAISON LATÉRALE :

Le rachis lombaire est peu susceptible de s'infléchir latéralement, en raison de la forme des apophyses articulaires.

Le rachis dorsal est limité par la cage thoracique.

	FLEXION	EXTENSION	INFLEXION LATÉRALE	ROTATION AXIALE
COLONNE LOMBAIRE	45°	35°-45°	20°	10°-15°
COLONNE THORACIQUE	30°	40°	30°	30°

### III.4 EXAMEN DU RACHIS DE PROFIL :

Il existe trois courbures physiologiques: une lordose cervicale, une cyphose dorsale et une lordose lombaire.

On mesure cliniquement la flèche de ces courbures en utilisant un fil à plomb affleurant le sommet de la cyphose dorsal (D6 -D7). La flèche cervicale est normalement de 40 à 65mm, en C3.

La flèche lombaire est normalement de 30 à 45mm, en L3. la mesure précise de ces courbures se fait sur un grand cliché radiographique de profil, en mesurant les angles des vertèbres neutres.

La lordose lombaire physiologique est de 50° environ. On peut voir des hyper- lordoses considérables surtout chez la femme âgée (parfois à l'origine de douleurs de surcharge postérieure).

La disparition de la lordose lombaire avec raideur se voit dans les rachis douloureux et contracturés (hernies discale).

On peut même voir des inversions de la lordose lombaire dans l'arthrose et surtout la spondylarthrite ankylosante. La lordose est sollicitée dans certains sports.

On peut voir une augmentation de la cyphose dorsale (cyphose régulière et fixée) dans la maladie de SCHEURMANN, dans la spondylarthrose ankylosante et dans les cyphoses séniles.

Une cyphose angulaire avec gibbosité est souvent une séquelle de fracture ou le résultat de tuberculose du rachis (Mal de POTT), ou une anomalie vertébrale congénitale.

### **III.5 EXAMEN DU RACHIS DE FACE ET DE DOS :**

#### **III.5.1 ÉQUILIBRE DU BASSIN :**

Le bassin est bien équilibré de face si la ligne des épines iliaques antéro-supérieures est horizontale et si la ligne des épines iliaques postérieures est horizontale, sur un sujet vu de dos. Le sillon interfessier est vertical et les plis fessiers sont au même niveau.

#### **III.5.2 ÉQUILIBRE DES ÉPAULES :**

Un sujet normal a ses deux épaules au même niveau (A). Un sujet scoliotique peut présenter des épaules déséquilibrées, avec un axe occipito-fessier latéralisé (B). Certaines scolioses combinées (avec deux courbures inverses). Peuvent être bien équilibrées (C).

### **III.6 MODELISATION DU RACHIS [11] :**

#### **III.6.1 APPROCHE DÉTAILLÉE :**

Dans la modélisation détaillée du rachis, chaque composant est pris en compte individuellement (ligaments, facettes articulaires, annulus et nucleus du disque intervertébral, ...).

Ces modélisations ont porté dans un premier temps sur les unités fonctionnelles du rachis lombaire : segment L2-L3, segments L4-L5 et L3-L5.

La géométrie (disques, ligaments et facettes articulaires) est alors tirée d'études cadavériques par tomographie axiale.

L'ensemble du rachis lombaire a été par la suite modélisé.

L'équipe du Laboratoire de biomécanique a investigué, depuis 1988, une approche différente.

Ont ainsi proposé un modèle du rachis lombaire où la géométrie est paramétrée à partir de six mesures dans les radiographies de face et profil (Figure III.6), les données mécaniques sont, elles, tirées de données expérimentales menées, au laboratoire, en parallèle à la simulation.

Ces études fines permettent d'analyser en détail les composants du rachis, d'évaluer la tenue d'implants mais ne sont pas compatibles avec la simulation du comportement de l'ensemble du rachis pendant la correction chirurgicale [11].

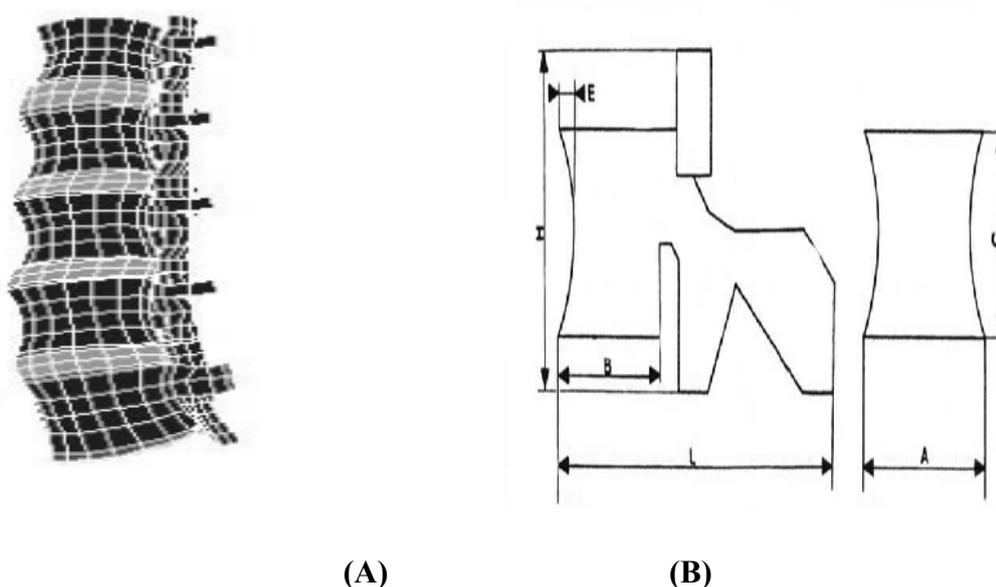


Figure III.6 Modèle détaillé [12].

A) Modèle du rachis lombaire

B) Paramètres radiologiques permettant la construction du modèle

### III.6.2 APPROCHE GLOBALE :

Dans la modélisation globale du rachis chaque niveau vertébral est constitué de quelques éléments équivalant à l'unité fonctionnelle.

Belytschko, Andriacchi, Schultz et coll. proposent, dès 1973, un modèle « idéalisé » du rachis (Figure III.7 A) comportant des corps rigides, pour les vertèbres, associés à des poutres déformables, pour les disques et les ligaments.

La géométrie est tirée de mesures sur pièces cadavériques.

Par la suite, la cage thoracique et les muscles sont ajoutés à ce modèle.

Dans un modèle du même type, les tissus mous sont également pris en compte [13].

La cage thoracique est également reconstruite par stéréoradiographie et modélisée, conduisant à un modèle spécifique pour chaque patient (Figure III.7 B).

Tout en conservant ce même aspect global et personnalisé (par méthodes stéréo radiographiques), l'équipe du Laboratoire de biomécanique a progressivement affiné cette approche de modélisation du rachis.

Les corps vertébraux et les disques (modélisés par deux poutres) et les deux colonnes postérieures (droite et gauche) sont également modélisés par des poutres (Figure III.7 C).

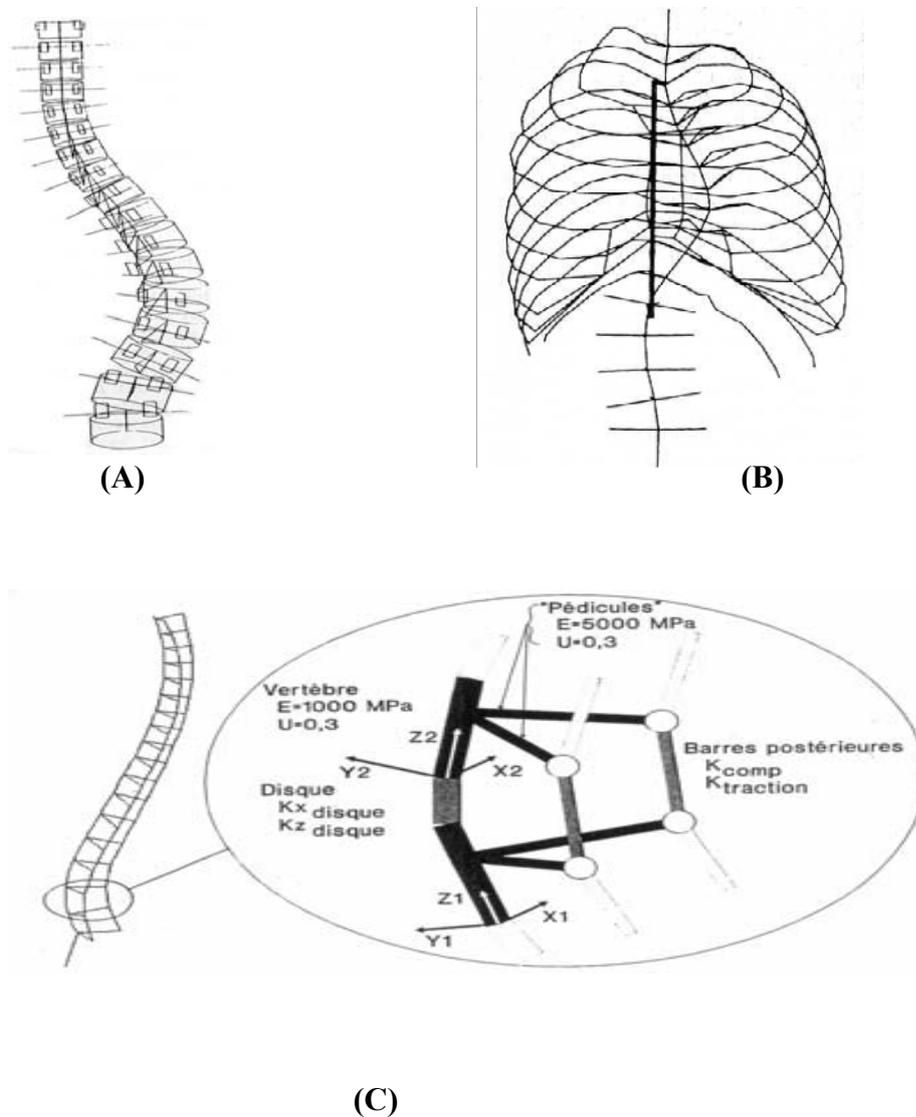


Figure III.7 Modèles globaux du rachis [13].

A) d'après Schultz et Hirsch, 1973.

B) d'après Stokes et Gardner-Morse, 1993.

C) d'après Portier et coll., 1993.

Ces modèles globaux permettent la simulation du comportement de l'ensemble du rachis pendant sa correction par manipulations manuelles, par corsets et par techniques chirurgicales.

Cependant toutes ces simulations ne Présentent pas le même de degré de pertinence et de validation.

Notamment, la personnalisation de la mécanique (en même temps que la géométrie) est un point important de la simulation.

## **IV. PARAMETRES CLINIQUES DU RACHIS ET DU DOS :**

Afin d'évaluer les pathologies rachidiennes, les cliniciens ont accès à de nombreuses mesures issues d'acquisitions radiographiques (paramètres concernant directement le rachis et/ou les vertèbres) ainsi que de mesures externes (paramètres concernant la surface du dos ou du tronc).

Dans ce chapitre, seuls seront décrits les paramètres liés à la posture du sujet et non à la géométrie locale des vertèbres [14].

### **IV.1 PARAMETRES CLINIQUES DU RACHIS :**

#### **IV.1.1 PARAMETRES DANS LE PLAN FRONTAL:**

\* Angle de Cobb (Cobb, 1948) : l'angle de Cobb correspond à l'angle entre les plateaux supérieur de la vertèbre limite supérieure, et inférieur de la vertèbre limite inférieure.

Les vertèbres limites se définissent comme les vertèbres les plus inclinées dans le plan frontal (Figure IV.1-a).

Ce paramètre est la mesure de référence actuelle pour l'évaluation des scoliozes et attitudes scoliotiques (déviations latérales du rachis sans rotation axiale des vertèbres).

\* Angle sacro-iliaque ou statique du bassin : il s'apprécie par l'angle formé entre la droite reliant les pieds des articulations sacro-iliaques et l'horizontale (Figure IV.1-b).

Une statique du bassin normale est nulle.

\* Inégalité de hauteur des têtes fémorales : ce paramètre correspond à l'écart de hauteur entre les tangentes horizontales au point supérieur des deux têtes fémorales (Figure IV.1- c) [14].

\* Équilibre frontal ou aplomb frontal : ce paramètre permet d'évaluer la distance latérale entre le milieu du plateau sacré et le milieu du corps vertébral de C7, le milieu du plateau supérieur de T1 ou l'épineuse de C7 (Figure IV.1-d).

Il sert à exprimer un déséquilibre frontal global.

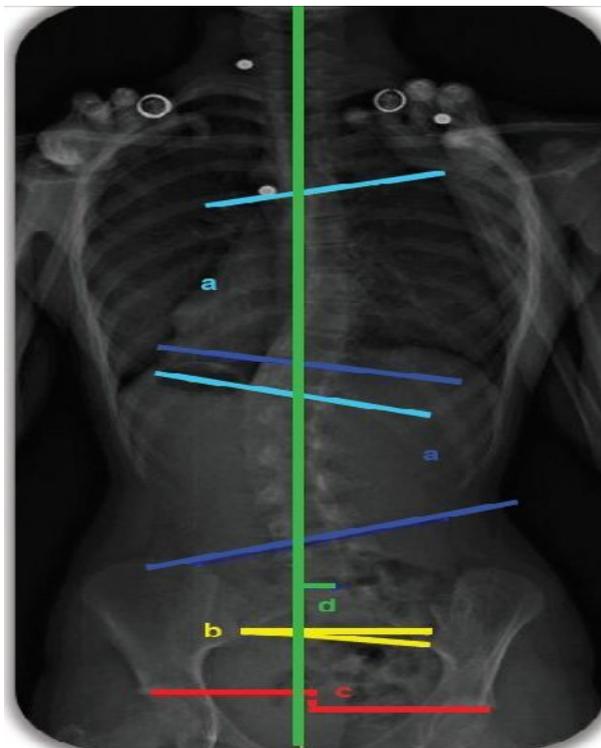


Figure IV.1 Paramètres frontaux [14].

\*Rotations vertébrales et intervertébrales axiales : Plusieurs méthodes ont été proposées pour mesurer ces rotations à partir d'une radiographie de face (Perdriolle, 1979). La plupart se basent sur une asymétrie des distances frontales entre le centre du corps vertébral et les pédicules droit et gauche (Figure IV.2) [14].

$$\tan \theta = \left( \frac{a-b}{a+b} \right) \times \frac{w/2}{h}$$

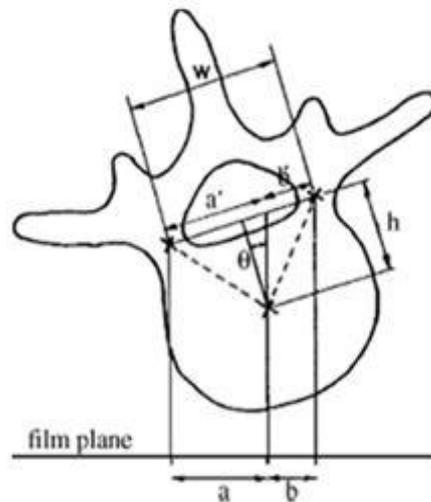


Figure IV.2 Exemple de mesure de rotations axiales à partir de radiographies de face [14].

Des auteurs ont proposé plusieurs paramètres de caractérisation de région spinale de face (Figure IV.3) [15].



#### **IV.1.2 PARAMETRES DANS LE PLAN SAGITTAL :**

□ Cyphose thoracique : elle est donnée par l'angle mesuré entre le plateau supérieur de T1 et l'inférieur de T12.

Il est courant en routine clinique de déterminer cette cyphose à partir du plateau supérieur de T4 et l'inférieur de T12 du fait du caractère caché de T1.

□ Lordose lombaire : elle est donnée par l'angle mesuré entre le plateau supérieur de L1 et le plateau supérieur de S1.

□ Lordose lombaire maximale : elle est donnée par l'angle mesuré entre le plateau vertébral le plus incliné postérieurement et le plateau supérieur de S1.

□ Gîte sagittale de T9 : elle est un angle positionnel du tronc, qui se mesure entre la verticale abaissée sur les têtes fémorales et la droite joignant les têtes fémorales et le centre de la vertèbre T9, considéré comme le centre de gravité du tronc (Figure IV.4-A) [16].

□ Gîte lombaire : il s'agit de l'angle entre la verticale et la droite passant par le milieu du plateau inférieur de L5 et le centre de la vertèbre L1 ou le milieu du plateau inférieur de L1 [17].

Ce paramètre décrit l'inclinaison sagittale du segment lombaire.

□ Equilibre global du rachis : il est donné par la distance entre la verticale abaissée des conduits auditifs et le milieu des têtes fémorales (Figure IV.4-B).

La verticale abaissée des conduits auditifs doit passer par C6, L3 et le milieu du plateau sacré pour un rachis sain [16].

□ Pente sacrée : elle est mesurée par l'angle formé entre le plateau de S1 et l'horizontale (Figure IV.4-C).

□ Porte à faux : c'est la distance entre le milieu du plateau sacré et la verticale passant par le milieu des têtes fémorales.

□ Version pelvienne : il s'agit de l'angle mesuré entre la verticale abaissée sur le milieu des têtes fémorales, et la droite rejoignant le milieu des têtes fémorales et le milieu du plateau sacré (Figure IV.4-D).

□ Incidence pelvienne : c'est l'angle formé entre la perpendiculaire au plateau sacré et la droite passant par le milieu des têtes fémorales et le milieu du plateau sacré (Figure IV.4-E).

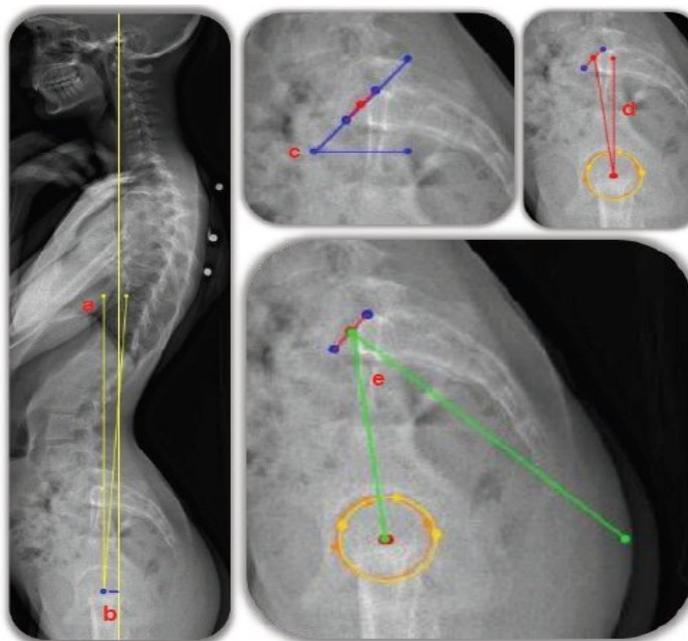


Figure IV.4 Paramètres radiographiques dans le plan sagittal [16].

### IV.1.3 PARAMETRES DANS LE PLAN TRANSVERSAL :

□ Vue apicale de la ligne spinale : il s'agit de la projection dans le plan transversal de la courbe passant par le centre des corps vertébraux [18].

La ligne spinale peut être obtenue à partir de toute reconstruction 3D du rachis.

Cette vue permet d'appréhender les déviations rachidiennes tridimensionnelles. Chez un sujet sain, cette courbe doit évoluer sur l'axe postéro-antérieur (Figure IV.5).

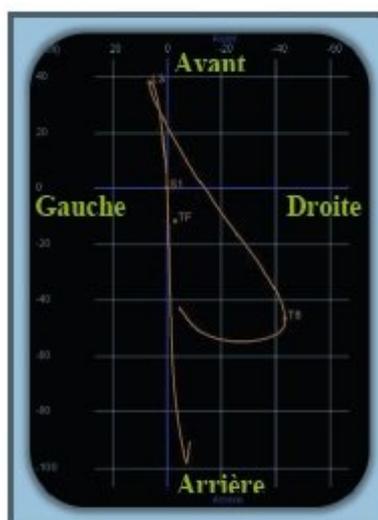


Figure IV.5 Vue apicale de la ligne spinale [18].

□ Indice de pénétration vertébrale : il s'agit, pour une coupe transversale donnée, du rapport entre, d'une part, la surface délimitée par la vertèbre et la tangente de gibbosité, et d'autre part la surface de la cage thoracique (voir Figure IV.6 selon [8]). Si on intègre ces volumes sur les différentes coupes du tronc, on obtient un rapport de volumes représentant l'indice de pénétration global.

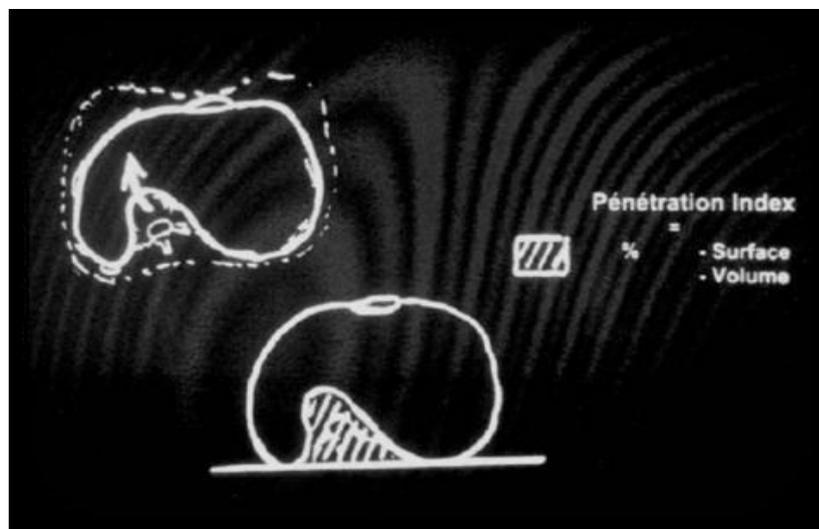


Figure IV.6 Indice de pénétration vertébrale [8].

□ Rotations vertébrales et intervertébrales axiales. Ces paramètres peuvent être évalués à partir de la radiographie de face.

Toute fois, pour une évaluation plus précise de la rotation axiale, par exemple au niveau de la vertèbre apicale, des techniques d'acquisitions de coupes transversales peuvent être utilisées (scanner ou IRM).

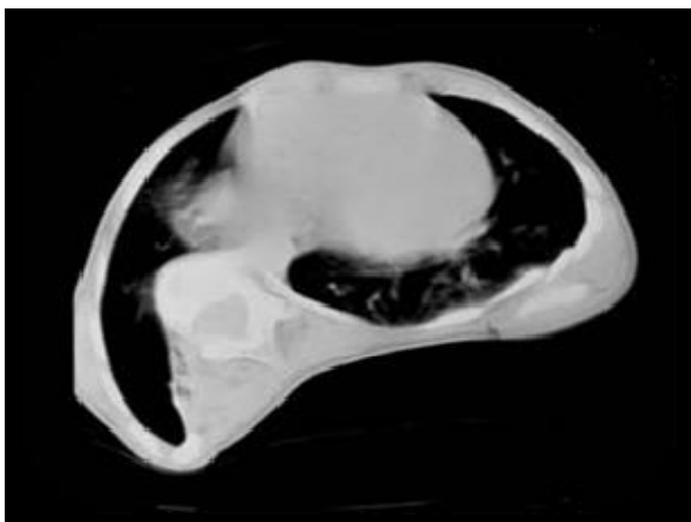


Figure IV.7 Coupe scannée transversale [8].

#### IV.1.4 PARAMETRES 3D :

□ Plans de déformation maximale : plusieurs définitions ont été proposées par, comme par exemple le plan dans lequel l'angle de Cobb est maximal, le plan passant par les vertèbres jonction et sommet (Figure IV.8) ou le plan contenant « au mieux » les vertèbres d'une courbure scoliotique. L'angle « de Cobb » projeté dans ce plan ainsi que l'orientation de ce plan en vue apicale sont des paramètres utilisés dans l'évaluation des scolioses [19].

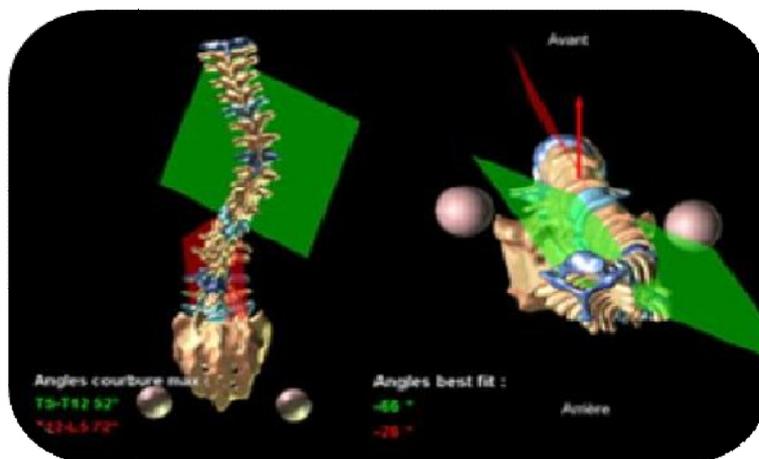


Figure IV.8 Plans de déformation maximale [19].

□ Rotations vertébrales et intervertébrales latérales (Figure IV.9), sagittales et axiales à partir de reconstructions 3D du rachis. Les rotations vertébrales sont les angles permettant d'obtenir l'orientation de la vertèbre par une succession de trois rotations successives, autour des axes latéral, sagittal puis axial [20].

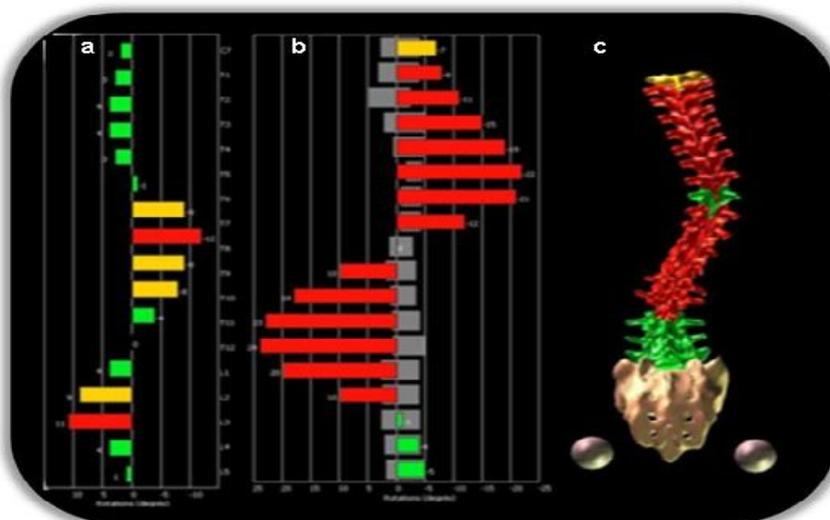


Figure IV.9 Rotations intervertébrales (a) et vertébrales (b) latérales, et visualisation du rachis 3D [20].

## **IV.2 PARAMETRES CLINIQUES DE LA SURFACE DU DOS ET DU TRONC :**

L'aspect du dos, ses courbures et ses asymétries sont généralement les premiers critères permettant de détecter et évaluer des pathologies de la posture rachidienne.

Une revue de littérature, récemment réalisée par Patias, a permis de récapituler la plupart des paramètres et indices (association de plusieurs paramètres) utilisés cliniquement pour l'évaluation de pathologies rachidiennes [21].

Plusieurs repères anatomiques sont régulièrement utilisés pour déterminer des paramètres : la proéminence au niveau de l'épineuse de C7 sera souvent appelée C7.

Le sommet du pli interfessier, situé au droit de la seconde vertèbre sacrée peut être appelé, selon les auteurs, S2, sacrum ou pli interfessier.

Enfin, les fossettes de Michaelis, situées au droit des épines iliaques postéro-supérieures, sont généralement nommées EIPS.

### **IV.2.1 PARAMETRES DANS LE PLAN FRONTAL :**

- Déviation latérale de C7 : distance de C7 à la verticale passant par le pli interfessier (Figure IV.10-A).
- Déviation latérale maximale droite ou gauche : distance maximale à la verticale passant par le pli interfessier du point de la ligne des épineuses le plus éloigné à droite ou à gauche (Figure IV.10-B).
- Déséquilibre des épaules : angle formé entre l'horizontale et la droite passant par les épaules ou par les acromions (Figure IV.10-C).
- Déséquilibre du bassin : angle formé entre l'horizontale et la droite passant par les épines iliaque postéro-supérieures (EIPS) (Figure IV.10-D).
- Pseudo angle de Cobb, ou, selon les auteurs, angle Quantec, Qangle, angle Biomod : il s'agit de l'angle de courbure de la ligne des épineuses entre deux point d'inflexion de cette courbe dans le plan frontal (Figure IV.10-E) [22].

□ Paramètres liés aux triangles de taille : différence de hauteur entre les aisselles, différence de hauteur entre les creux de taille, distances entre les creux de taille et les verticales passant par les aisselles (Figure IV.10-F).

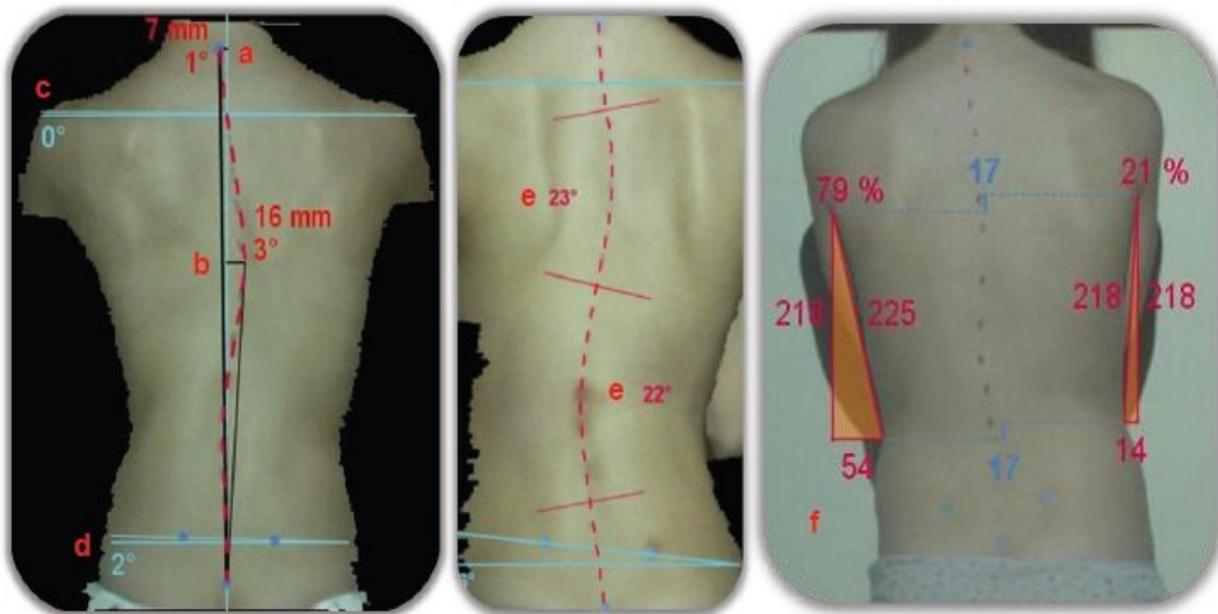


Figure IV.10 Illustration de paramètres frontaux liés à la surface du dos [22].

#### IV.2.2 PARAMETRES DANS LE PLAN SAGITTAL :

- Inclinaison sagittale globale : angle formé entre la droite passant par C7 et le sommet du pli interfessier et la verticale (Figure IV.11-a).
- Flèches sacrée, lombaire, thoracique et de C7 : distances entre la verticale passant par le point le plus postérieur de la courbe C7 – pli interfessier et, respectivement, le sommet du pli interfessier, le point le plus antérieur de la lordose lombaire, le point le plus postérieur de la cyphose thoracique et C7 (Figure IV.11-b).
- Courbure de cyphose thoracique : angle entre les normales à la courbe C7 – Pli interfessier au niveau de C7 et du point d’inflexion entre la cyphose thoracique et la lordose lombaire. A la place de ce point d’inflexion, certains auteurs utilisent l’intersection entre la courbe C7-Pli interfessier et la droite reliant C7 au pli interfessier (Figure IV.11-c).
- Courbure de lordose lombaire : angle entre les normales à la courbe C7 – Pli interfessier au niveau du sommet du pli interfessier et du point d’inflexion entre la cyphose thoracique et la lordose lombaire. A la place de ce point d’inflexion, certains auteurs utilisent l’intersection entre la courbe C7-Pli interfessier et la droite reliant C7 au pli interfessier (Figure IV.11-d).

□ Pseudo-pente sacrée : angle formé entre la normale à la courbe C7 - Pli interfessier au niveau du sommet du pli interfessier et l'horizontale (Figure IV.11-e).

□ Répartition lordose – cyphose. Deux surfaces sont définies entre la courbe C7 – Pli interfessier et le segment de droite reliant ces mêmes points.

La répartition s'exprime en pourcentage de surface entre la surface de cyphose thoracique (ou de lordose lombaire) et la surface totale (Figure IV.11-f).

□ Une autre mesure permettant d'évaluer la cyphose thoracique et la lordose lombaire a été proposée par Berryman il s'agit des distances maximales entre la courbe C7 - Pli interfessier et le segment de droite reliant ces mêmes points (Figure IV.11-g) [22].

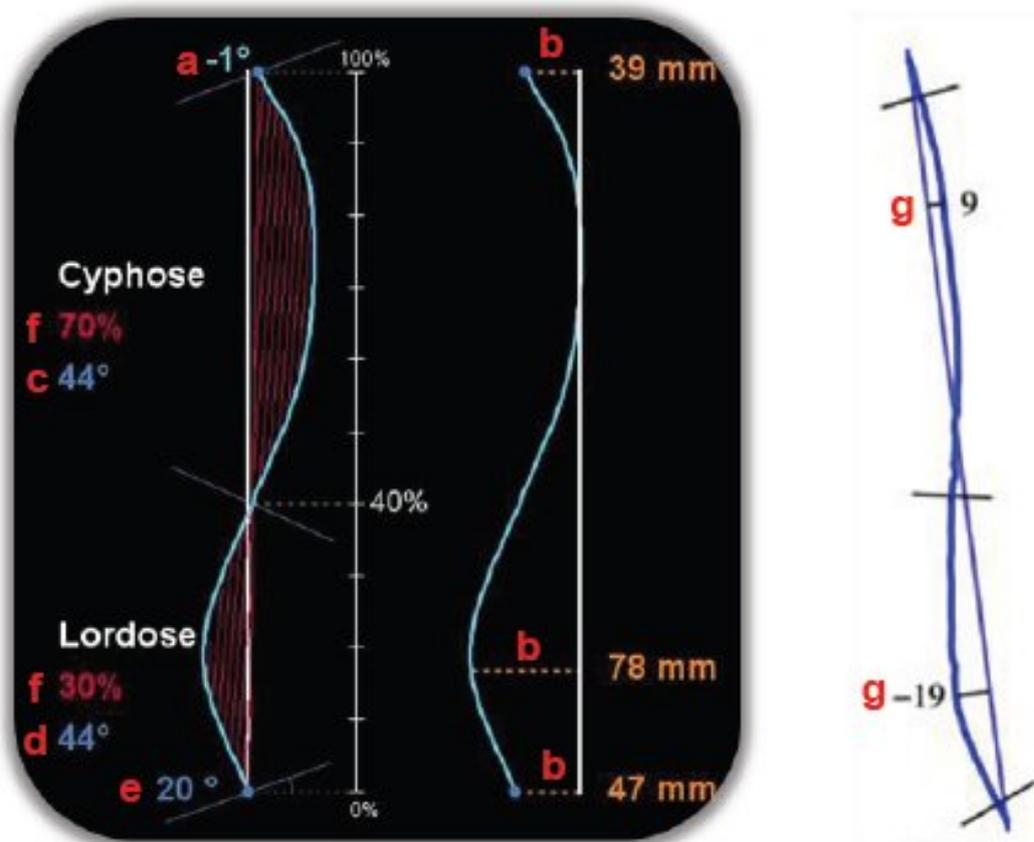


Figure IV.11 Illustration de paramètres sagittaux liés à la surface du dos [22].

### IV.2.3 PARAMETRES DANS LE PLAN TRANSVERSAL:

□ Gibbosité : il s'agit d'une asymétrie entre les parties droite et gauche dans le plan transverse (bosse).

Cette « bosse » provient de la rotation des côtes provoquée par la rotation axiale des vertèbres, et s'exprime comme un angle ou une distance (Figure IV.12-a). C'est un des paramètres caractéristiques de l'évaluation de la scoliose, permettant de différencier une scoliose vraie d'une attitude scoliotique (déviation latérale sans rotation axiale des vertèbres).

Ce phénomène est amplifié lorsque le patient se penche en avant (flexion). Plusieurs autres paramètres basés sur cette asymétrie ont été proposés et sont décrits ci-dessous.

□ Rotation de la peau pour calculer ce paramètre, la longueur C7-sacrum (L) est mesurée, puis la ligne des épineuses ainsi que les lignes à 10% de la longueur L à droite et à gauche de la ligne des épineuses sont repérées.

Dans une coupe transverse, l'angle de rotation de la peau est l'angle formé entre le segment reliant les points des lignes à droite et à gauche de la ligne des épineuses et l'axe du plan frontal (Figure IV.12-b) [22].

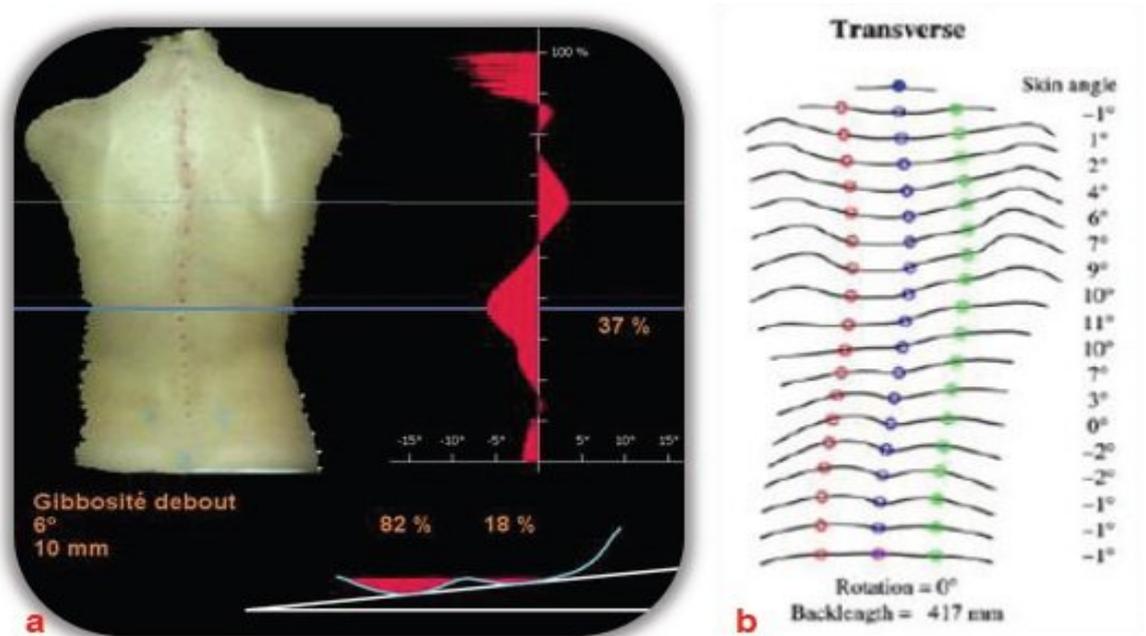


Figure IV.12 Illustration de calculs de gibbosités [22].

## **V. INTRODUCTION :**

Le thorax est la partie supérieure du tronc, la région du corps qui s'étend de la base du cou au diaphragme ; la partie inférieure du tronc, l'abdomen, n'est pas considéré. Douze paires de côtes forment la cage thoracique et protègent les organes du thorax.

A l'arrière, les côtes sont fixées sur la colonne vertébrale, à l'avant, certaines sont fixées sur le sternum, les autres sont «flottantes».

Le volume du thorax est principalement occupé par le parenchyme pulmonaire.

La paroi thoracique, faite de muscle, d'os et de graisse, isole les organes de l'extérieur. Le sternum est un os plat situé devant le cœur.

A droite et à gauche du sternum, le poumon est en contact avec la paroi thoracique.

La paroi thoracique et le poumon sont chacun recouverts d'une membrane fibreuse ; ces membranes sont en vis-à-vis et la cavité virtuelle qu'elles forment, la plèvre, contient un fluide lubrifiant qui permet le glissement.

La pression dans la cavité est en dessous de la pression atmosphérique, si bien que les tissus restent en contact dans les conditions physiologiques normales [23].

### **V.1 THORAX:**

Segment supérieur du tronc, soutenu par la cage thoracique osseuse, compris entre la base du cou en haut et le muscle diaphragmatique en bas.

Le jeu des articulations des côtes, se combine à celui du diaphragme et des muscles inspireurs, permet au thorax les mouvements de respiration.

Il abrite dans sa portion médiane le médiastin formé par le cœur, et de chaque côté de celui-ci, les deux poumons que entoure la plèvre, en arrière l'œsophage et de l'aorte.

Les deux membres supérieurs s'accrochent au thorax par la ceinture scapulaire [23].

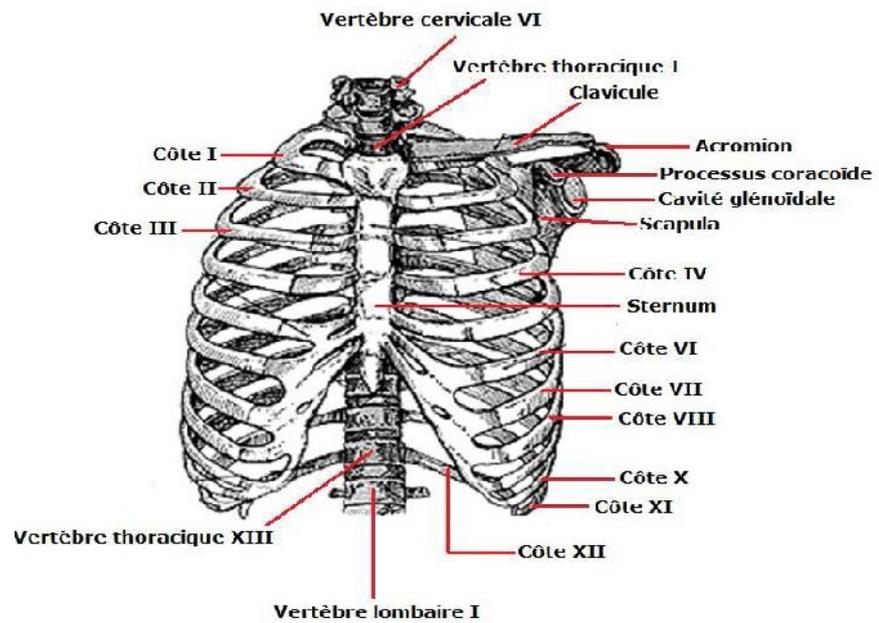


Figure V.1 La cage thoracique vue antérieure [23].

Le thorax ou cage thoracique a la forme d'un tronc de cône à base inférieure, aplati d'avant en arrière.

Il est délimité par la colonne vertébrale thoracique, les côtes, les cartilages costaux et le sternum. Limité en haut par l'orifice supérieur du thorax qui se continue avec le cou, en bas le thorax est séparé de l'abdomen par le muscle diaphragme.

La paroi antérieure du thorax est limitée en bas par le rebord chondro-sternal. Cette paroi est recouverte en avant par les muscles pectoraux sur lesquels reposent les seins constituant de chaque côté du sternum la région mammaire.

En arrière, le thorax est plus étendu et légèrement convexe ; il constitue le dos. Dans la partie supérieure du dos, la face antérieure de l'omoplate épouse la convexité de la cage thoracique.

Dans la partie médiane, on retrouve les saillies sous-cutanées des apophyses épineuses des vertèbres thoraciques.

L'orifice supérieur du thorax est incliné en bas et en avant, suivant un plan incliné de 45°. La cavité thoracique est donc plus haute en arrière et sur les côtés qu'en avant.

Cet orifice est limité en arrière par la première vertèbre thoracique, en avant par la fourchette sternale et latéralement par la première côte [23].

L'orifice inférieur du thorax est séparé de la cavité abdominale par le diaphragme qui présente de nombreux orifices livrant passage aux organes, aux vaisseaux et aux nerfs qui passent d'un compartiment à l'autre.

La cage thoracique est constituée de 60 pièces squelettiques unies par 100 articulations de tous types conditionnant l'amplitude des mouvements nécessaire à la respiration, au déplacement de la colonne vertébrale, aux mouvements de la tête et du cou, de la ceinture scapulaire et des mouvements de la paroi abdominale.

### V.1.1 LES PARTIES DE LA CÔTE :

Toutes les côtes sont attachées dans le dos de la vertèbre thoracique.

Les sept supérieures vraies côtes (*costae verae*, côtes vertebrosternal, I-VII) sont fixés à la tête de la poitrine au moyen d' cartilage costal.

En raison de leur élasticité, ils permettent le mouvement lors de l'inhalation et l'expiration. Les côtes 8e, 9e, et 10e sont appelés fausses côtes (*spuriae costae*, côtes vertebrochondral, VIII-X), et rejoindre les cartilages costaux des côtes ci-dessus [24].

Le 11 et 12 sont aussi parfois appelées fausses côtes. Les nervures 11 et 12 sont connues comme des côtes flottantes (*costae fluitantes*, les côtes vertébrales, XI-XII), car ils n'ont pas de connexion antérieure du sternum.

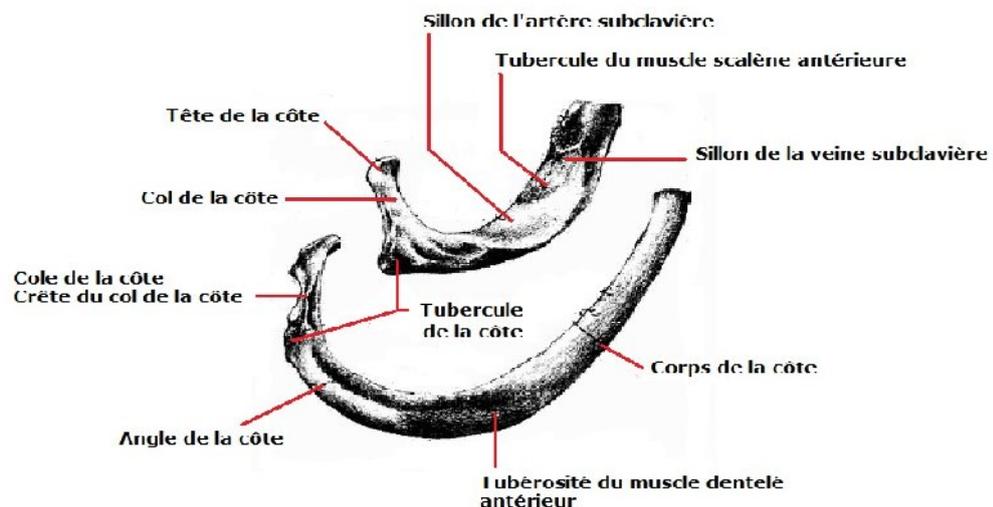


Figure V.2 Cote I et II vue supérieur coute du coté droit [24].

### V.1.2 LA FONCTION RESPIRATOIRE :

La cage thoracique humaine est une composante de l'homme du système respiratoire. Elle enferme la cavité thoracique, qui contient les poumons.

Une inhalation est accomplie lorsque le musculaire diaphragme, au fond de la cavité thoracique, se contracte et s'aplatit, tandis que la contraction des muscles intercostaux soulève la cage thoracique vers le haut.

L'expansion de la cage thoracique est entraînée dans les trois plans; la verticale, le antéro-postérieur et transversal au plan de la verticale est étendue à l'aide de la membrane et contractant les muscles abdominaux de détente pour recevoir la pression vers le bas qui est fournie aux viscères abdominaux par.

La sous-traitance diaphragme. Une plus grande extension peut être réalisée par la membrane elle-même en mouvement vers le bas, au lieu de simplement les dômes aplatissement. Le second plan est le antéro-postérieur, ce qui est élargi par un mouvement connu sous le nom «poignée de la pompe».

La nature descendante des côtes supérieures sont en tant que tels, car ils permettent que cela se produise. Lorsque le contrat intercostal externe muscles et lever les côtes, les côtes supérieures sont également capable de pousser le sternum vers le haut. Ce mouvement augmente le diamètre antéro-postérieur de la cavité thoracique, et facilite donc la respiration plus loin. Enfin, vous avez la transversale.

Dans cette situation, il s'agit principalement des côtes inférieures (certains disent que c'est les côtes 7e-10e en particulier) avec tendon central du diaphragme agit comme un point fixe. Lorsque le diaphragme se contracte, les nervures sont capables à se retourner et à produire ce qu'on appelle le mouvement «anse de seau», facilitée par glissement aux joints costovertébrales. De cette façon, le diamètre transversal est développé et les poumons peuvent combler [27].

La respiration peut être assisté par d'autres muscles qui peut soulever les côtes, comme les SCM, pectoral majeur et mineur ainsi que les scalènes.

Alors que dans la plupart des cas, les personnes respirent par eupnée, l'exercice et d'autres formes de stress physiologique peut amener l'organisme à besoin d'une expiration forcée, plutôt que le recul élastique simple de la cage thoracique, les poumons et le diaphragme.

Dans ce cas, les muscles sont recrutés qui peut aider à faire baisser les côtes et augmenter le diaphragme - tels que les muscles paroi abdominale antérieure, à l'exclusion du muscle transverse de l'abdomen. Grand dorsal peut aussi aider profonde, l'expiration forcée.

Une autre façon de la cavité thoracique peut se dilater pendant l'inhalation est appelé respiration abdominale.

Ceci implique aussi une contraction du diaphragme, mais les nervures inférieures sont stabilisées de telle sorte que lorsque le muscle se contracte, plutôt que le tendon central restant stable et en soulevant les nervures vers le haut, le tendon central se déplace vers le bas, la compression de la cavité sous-thoracique et permettant l'air de la cavité thoracique et la salle de poumons de se gonfler vers le bas.

Ces actions produisent une hausse du volume, et un vide qui en résulte partielle, ou une pression négative dans la cavité thoracique, entraînant la pression atmosphérique pousse l'air dans les poumons, les gonflant.

Un des résultats d'expiration lorsque le diaphragme et les muscles intercostaux se détendent, et un recul élastique de la cage thoracique et les poumons expulse l'air.

La circonférence de la cage thoracique normale chez l'humain adulte se développe en 3 à 5 cm lors de l'inhalation. [27]

### **V.1.3 NOMBRE DE NERVURES :**

Le nombre de nervures (24, douze de chaque côté) a été noté par les Flamands anatomistes Vésale dans son ouvrage clé de l'anatomie de humaine corporis fabrica en 1543, déclenchant une vague de controverse, comme il a été traditionnellement supposé de l'histoire biblique de Adam et Eve que les nervures des hommes serait numéro un de moins que celle des femmes.

Les variations dans le nombre de nervures se produisent. Environ 1 200 à 500 personnes ont un supplément de côte cervicale, et il ya une prédominance féminine.

Côtes surnuméraires intra thoraciques sont extrêmement rares [27].

### **V.1.4 PROBLEMES MEDICAUX :**

Les fractures de côtes sont les blessures les plus communes de la cage thoracique. Il s'agit le plus souvent une incidence sur les côtes moyennes. Lorsque plusieurs côtes sont blessées, ce qui peut entraîner un volet costal.

Les anomalies de la cage thoracique comprennent pectus excavatum ("poitrine creuse") et pectus carinatum («poitrine de pigeon").

Côtes bifides ou bifurqué, dans lequel l'extrémité sternale de la côte est coupée en deux, est une anomalie congénitale survenant dans environ 1,2 % de la population.

Le reste de nervure de la 7ème vertèbre cervicale sur une ou deux faces est parfois remplacé par une nervure libre supplémentaire appelée une côte cervicale, ce qui peut causer des problèmes au niveau des nerfs qui vont au bras [27].

## **V.2 LES ARTICULATIONS POSTERIEURES :**

Il y a les articulations entre les corps vertébraux et les processus postérieures déjà traitées

Les articulations entre les côtes et les corps vertébraux forment un trépied, à deux surfaces articulaires entre la tête costale et les corps vertébraux adjacents, et une articulation entre la côte et le processus transverse de la vertèbre.

## **V.3 LES ARTICULATIONS DE LA TÊTE COSTALE :**

Surface articulaire planes, amphiarthrose et synoviale, forment d'un dièdre à crête horizontale.

Chaque tête costale possède deux surfaces articulaires, en regard des surfaces articulaires des corps vertébraux situé à la partie postérieure du corps vertébrale de part et d'autre du disque. Les surfaces articulaires sont recouvertes de cartilage hyalin.

L'angle du dièdre va entrer en rapport avec le disque intervertébral [25].

## **V.4 MUSCLES DU THORAX :**

### **V.4.1 MUSCLES ANTERIEURS :**

Ils sont répartis en trois groupes :

#### **A/ MUSCLES SUPERFICIELS :**

Grand et petit pectoral, grand dentelé.

#### **B/ MUSCLES INTERCOSTAUX :**

- Intercostaux interne.
- Intercostaux moyens.
- Intercostaux externes.

#### **C/ MUSCLE THORACIQUES ANTERIEUR EN VUE POSTERIEUR :**

- Muscle sterno-thyroïdien.
- Manubrium sternal.
- Muscle transverse du thorax.

- Processus xiphoïde.
- Cartilage costal I.
- Muscles intercostaux internes.
- Corps du sternum.
- Diaphragme.
- Foramen de la veine cave.
- Muscles intercostaux internes.

#### **V.4.2 MUSCLES POSTERIEURS EN VUE ANTERIEUR :**

- Muscle scalène postérieur.
- Muscle scalène moyen.
- Muscle scalène antérieur.
- Membrane intercostale interne.
- Muscles intercostaux internes.
- Ligaments longitudinal antérieur.
- Tubercule antérieur.
- Muscle scalène antérieur.
- Muscle long du cou.
- Membrane intercostale interne.
- Muscles intercostaux externes.
- Muscles intercostaux internes.

#### **V.4.3 LES LIGAMENTS:**

- Ligament radié de la tête costale tendu entre la tête costale, les deux corps vertébraux et le disque. Il est tendu peu importe la position de la côte.
- Ligament intra-articulaire de la tête costale s'étend de la face latérale du disque à l'arrête de la tête costale. Il cloisonne l'articulation entre la tête costale et les corps vertébraux en deux articulations distinctes, chacune ayant une membrane synoviale propre.
- Ligaments costo-transversaire interosseux formé de fibres courtes allant du col de la côte jusqu'à la face latérale du pédicule de la vertèbre et du processus transverse.

La 1ère côte, la 11ème et la 12ème, la tête costale ne s'articule qu'avec la vertèbre de même niveau [25].

Les côtes 2 à 10 s'articulent avec le corps vertébral de même numéro et corps vertébrale sus-jacent.

Vis à vis des surfaces, c'est la surface articulaire inférieure qui est la plus grande, servant d'appui à la côte, la vertèbre supérieure ne servant que de guide pour les mouvements de la côte.

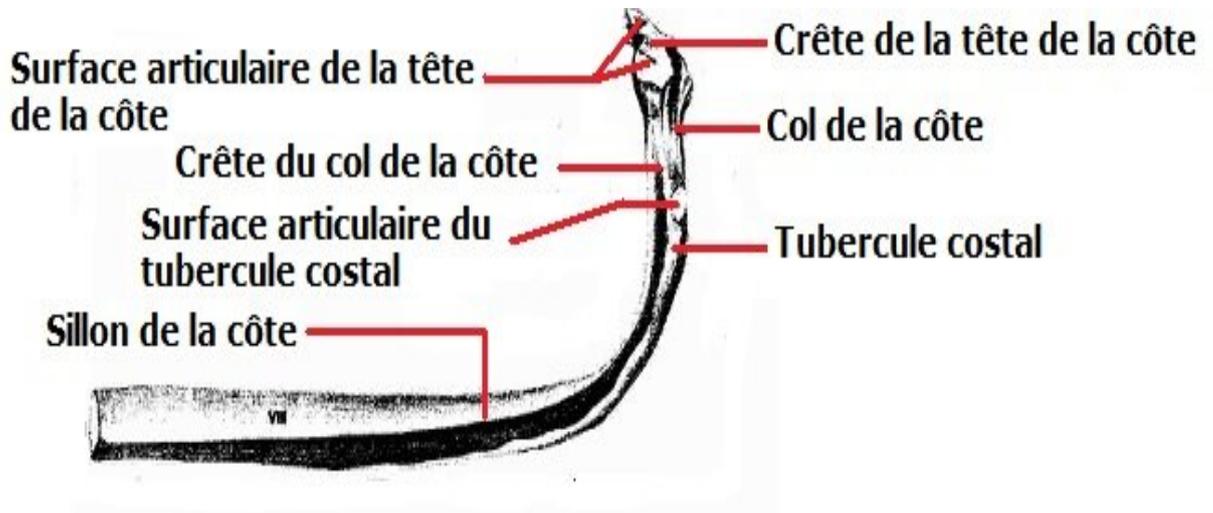


Figure V.3 vue inférieur côté droit [24].

## V.5 LES ARTICULATIONS COSTO-TRANSVERSAIRE :

Ce sont des diarthroses planes, et vont mettre en relation les surfaces articulaires portées par les tubercules costaux et par la surface articulaire de la fovéa costal transversaire.

### V.5.1 MOYENS DE CONTENTION:

➤ Capsule articulaire.

➤ Ligaments à distance.

- Ligament costo-transversaire inter-osseux qui stabilise les articulations de la tête costale et articulations costo-trasversaire.
- Ligament costo-transversaire latéral situé latéralement par rapport à l'articulation, tendu de la pointe du processus transverse au tubercule costal.
- Ligament costo-transversaire supérieur tendu entre le processus transverse de la vertèbre surplombant la côte (n-1) au col de la côte [25].

Les mouvements de la côte correspondent à une rotation par rapport à l'axe de son col.

## **V.5.2 ROTATION :**

Dans la partie postérieure sur une structure élipsoïdienne donc sur la partie antérieure de la côte on aura une élévation ou un abaissement, et une translation médiale ou latérale.

## **V.6 LES ARTICULATION ANTERIEURES :**

Sur le plastron sternal: le haut du manubrium correspond à Th2, l'angle manubrio-sternal est en Th5, et l'articulation entre le processus xiphoïde et le sternum est en Th10.

### **V.6.1 ARTICULATIONS MANUBRIO-STERNALE :**

Symphyse manubrio-sternale réunit le manubrium sternal et le corps du sternum, formant l'angle sternal. Entre ces deux segments osseux, il existe un cartilage qui peut présenter une cavité [26].

### **V.6.2 MOYEN DE CONTENTION:**

➤ Continuité du périoste entre le corps du sternum et le manubrium sternal (particulièrement résistant).

➤ Renforcé dans sa partie postérieure par la membrane sternale postérieure. Lors de l'inspiration, l'angle sternal va se fermer et augmenter le diamètre antéro-postérieur du thorax.

### **V.6.3 ARTICULATION XIPHO-STERNALE :**

C'est une synchondrose qui réunit le corps du sternum et le processus xiphoïde, par l'intermédiaire d'un cartilage qui peut s'ossifier avec l'âge donnant une synostose.

### **V.6.4 LES ARTICULATIONS STERNO-COSTALE :**

Concerne les articulations entre les côtes et le cartilage et entre le cartilage et le sternum.

Les articulations chondro-costale font s'articuler la partie antérieure de la côte avec le cartilage costal, c'est une soudure entre deux pièces et maintenue en place par la membrane péri-osté qui se prolonge avec la membrane péri-chondrale [26].

### **V.7 LES ARTICULATIONS STERNO-COSTALES :**

➤ Les articulations 1 et 7 sont des synchondroses unissant l'incisure costale du sternum avec l'extrémité antérieure du cartilage costale.

Généralement le 7<sup>ème</sup> cartilage costal est en avant du processus xiphoïde et peut s'articuler avec le coté contro-latéral.

On peut parfois observer des articulations entre les deux extrémités antérieures des 7<sup>ième</sup> côtes.

➤ Les cartilages costaux 2,3,4,5,6 sont de type plane ou éllipsoïde, vont mettre en rapport des échancrures costales du sternum et les cartilages costaux.

Le cartilage costal vient comme un coin s'encaster dans l'incisure costal du sternum.

### **V.7.1 MOYEN DE CONTENTION:**

➤ Capsule articulaire qui est un prolongement du perioste sternal et périchondre costal.

➤ Renforcé par des ligaments.

➤ Ligament sterno-costal radié antérieur & postérieure tendu de la tête costal jusqu'au rebord de l'incisude de la tête costale du sternum.

➤ Ligament sterno-costal intra-articulaire divisant en deux parties l'articulation précédente

Pour le 7<sup>ième</sup> cartilage costal, on aura un ligament costo-xiphoïdien réunissant la partie inférieure de la 7<sup>ième</sup> cote et le processus xiphoïde.

➤ Les articulations entre la 9<sup>ième</sup>-8<sup>ième</sup> et 8<sup>ième</sup>-7<sup>ième</sup> cote sont de type inter-chondrale. Elle comporte une fente articulaire avec une capsule articulaire et membrane synoviale.

➤ La 10<sup>ième</sup> cote ne s'articule pas avec la 9<sup>ième</sup> directement mais présente une union ligamentaire tendue de l'extrémité antérieure de la 10<sup>ième</sup> cote au bord inférieur de la 9<sup>ième</sup>.

➤ Cette union ligamentaire existe aussi entre la 8<sup>ième</sup> et la 9<sup>ième</sup> côte. C'est cette continuité entre le sternum et les côtes, qui vont refermer vers le bas et l'avant le rebord costal [26].

### **V.7.2 ROLES DE CES ARTICULATIONS :**

Ces articulations interviennent dans la respiration grâce à une augmentation du diamètre transversal et antéro-postérieur par élévation de la côte, l'angle sternal va se modifier.

Ceci ne peut être permis que par l'action des muscles inter-costaux et du diaphragme.

Dépend aussi de la position du sujet (couché/debout).

## **V.8 PATHOLOGIE :**

Les fractures costales sont relativement fréquentes, une fracture n'est jamais opérée, mais traité symptomatiquement car douloureuse longtemps.

La cicatrisation se fait sans aide.

Il est fréquent que plusieurs côtes d'un même coté soient fracturées et même plusieurs fois sur une même côte, c'est un Volé Costal.

Le volé costal a tendance à s'enfoncer dans le thorax, il y a un mouvement paradoxal de la cage thoracique avec une partie qui s'enfonce quand l'autre s'ouvre, du fait de la pression négative des poumons, pouvant emmener à une impossibilité de respirer [27].

## VI. METHODES DE RECONSTRUCTION 3D A PARTIR DE LA RADIOGRAPHIE :

### VI.1 METHODE DE RECONSTRUCTION 3D « SCP » :

Nous commencerons par présenter les différentes méthodes de reconstruction 3D dites « SCP » (Stéréo-Corresponding Points) proposées dans la littérature pour s'attacher ensuite à décrire les moyens d'évaluation mis en œuvre.

#### VI.1.1 DESCRIPTION DES METHODES :

Les méthodes de modélisation 3D « SCP » ont posé les bases de la reconstruction 3D par radiographie biplan.

Elles s'appuient sur la reconstruction 3D de points anatomiques

« Stéréo-Correspondants », c'est-à-dire identifiés dans chacune des deux projections radiographiques.

Ainsi, des méthodes de reconstruction 3D des vertèbres, à partir de deux radiographies bipans (face et profil), ont été proposées afin d'étudier les mobilités du rachis lombaire [9]. Ces approches s'appuient sur l'identification de quelques repères anatomiques (de 6 à 9 points SCP par vertèbres, Figure VI.1).

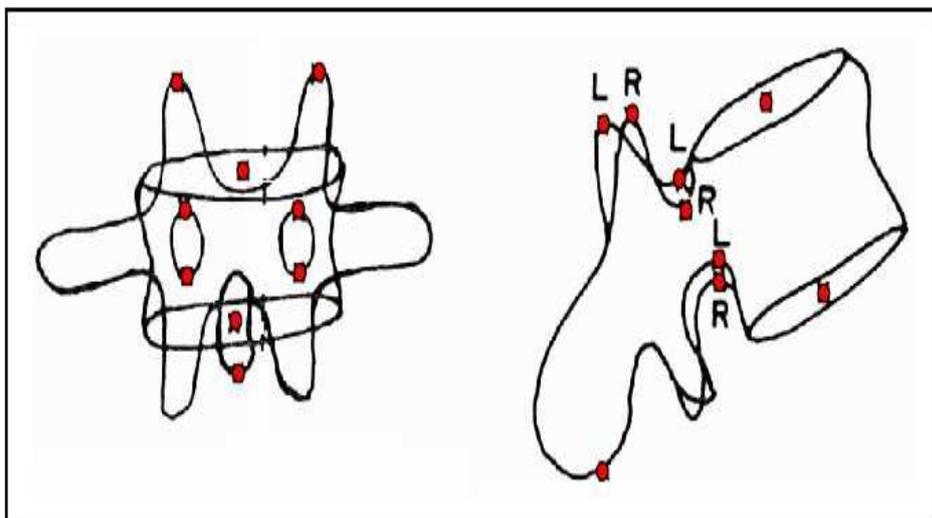


Figure VI.1 Repères anatomiques ponctuels utilisés par Stokes [9].

Ces approches ont été étendues à l'ensemble du rachis thoracique et lombaire et de la cage thoracique [28], à partir d'une radiographie frontale stricte et d'une radiographie oblique avec un angle d'incidence de  $20^\circ$  par rapport au plan frontal. La reconstruction 3D de 6 points SCP par vertèbre et de 11 points SCP par côte (modélisées par des courbes de type « splines ») est réalisée en utilisant l'algorithme DLT et permet une modélisation 3D simplifiée (Figure VI.2).

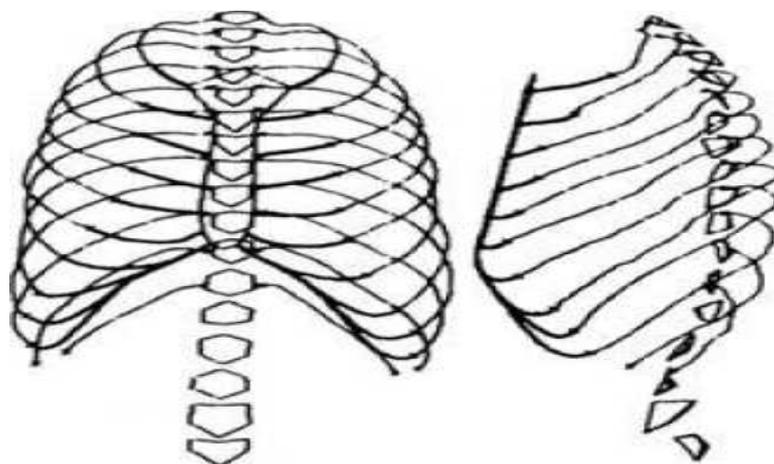


Figure VI.2 Modélisation 3D simplifiée de la cage thoracique et du rachis [28].

Afin de proposer des modélisations 3D plus détaillées, certaines méthodes proposent de saisir d'avantage de points SCP dans chacune des radiographies (21 points SCP pour les vertèbres et 19 points SCP pour le bassin [29]).

Les points 3D sont ensuite reconstruits par l'algorithme DLT.

Dans le cas des vertèbres, un modèle générique morpho-réaliste (obtenu à partir de reconstructions tridimensionnelles CT-Scan) est alors déformé sur les points 3D reconstruits pour proposer une représentation tridimensionnelle détaillée.

Cette déformation est réalisée à partir d'une technique d'estimation basée sur la méthode du krigeage [30].

## **VI.1.2 EVALUATION DES METHODES:**

Certaines études ont cherché à évaluer in vivo la répétabilité de la position des points anatomiques reconstruits en 3D.

Cette répétabilité (reconstruction d'un sujet sain effectuée à deux reprises par le même opérateur) a été évaluée à 2mm (deux fois le « Root Mean Square » des écarts, 2RMS) pour la cage thoracique et les vertèbres lombaires [31]. Cet estimateur donne un intervalle de confiance à 95% sur la répétabilité de position des points anatomiques reconstruits.

Certains auteurs ont également proposé des évaluations in vitro de la précision des repères anatomiques reconstruits. La précision de la reconstruction 3D de la cage thoracique, évaluée à partir de 7 côtes isolées en comparaison à des marqueurs radio-opaques reconstruits, a montré des écarts points/splines de 1,4 mm (2 écart type).

Au niveau du bassin, des écarts points/points de 4,8mm (2 écart type) ont été mis en évidence en comparant les reconstructions 3D des points anatomiques à des mesures directes sur deux spécimens isolés. a permis de comparer à des mesures directes, des modèles morpho-réalistes obtenus, dans un premier cas, à partir de 21 points SCP et dans un second cas, à partir de 6 points SCP [19].

Cette évaluation sur un spécimen de rachis a montré des écarts de 4,8mm (2 écart type) à partir des 6 points et de 3,0mm à partir des 21 points.

Dans un contexte in vitro, l'ajout de points SCP permet de gagner en précision.

### **VL3 CONCLUSION INTERMEDIAIRE**

Les modélisations simplifiées proposées par la plupart de ces approches dites « SCP » restent limitées en terme de précision et de représentation tridimensionnelle des modèles.

De plus, la précision de ces méthodes est évaluée uniquement in vitro.

L'introduction de modèles détaillés morpho-réalistes, s'appuyant sur d'avantage de repères SCP permet, dans un contexte in vitro, de gagner en précision.

Néanmoins, les auteurs soulignent la difficulté d'identification de certains repères anatomiques dans les deux radiographies, difficulté qui s'accroît lorsque l'on passe à une application in vivo [31].

## **VI.2 METHODE DE RECONSTRUCTION 3D « NSCP » ET « NSCC » :**

Afin de tirer meilleur parti des informations contenues dans les radiographies biplans, des méthodes dites « NSCP » (Non Stéréo-Corresponding Points) ont été proposées.

Ces techniques permettent de s'appuyer sur une plus grande quantité de points anatomiques identifiés dans les radiographies. Les approches « NSCC » (Non Stéréo-Corresponding Contours) utilisent la même approche à partir de l'identification de contours.

Nous proposons dans ce chapitre une description de ces méthodes et des moyens d'évaluation mis en œuvre.

### **VI.2.1 DESCRIPTION DES METHODES :**

Les méthodes qui s'appuient uniquement sur des points stéréo-correspondants (SCP) sont limitées par le fait que peu de repères anatomiques sont facilement identifiables à la fois dans les deux radiographies. En revanche, de nombreux repères sont clairement identifiables dans uniquement l'une des deux radiographies. D'où l'idée de proposer des méthodes dites « NSCP » pour « Non Stéréo-Corresponding Points », s'appuyant (éventuellement) sur l'identification de points « SCP » et sur des points « NSCP » (Non Stéréo-Correspondants), c'est-à-dire numérisés uniquement dans l'une des deux radiographies.

Ainsi, certaines méthodes proposent de déformer un modèle générique de la structure anatomique en question à partir des contraintes imposées par les repères numérisés [32].

Les points SCP reconstruits imposent des contraintes 3D ponctuelles alors que chacun des points NSCP est contraint de se situer sur une droite de projection entre la source et le point NSCP identifié dans la radiographie.

La transformation élastique du modèle géométrique doit alors satisfaire aux contraintes imposées tout en minimisant l'énergie de déformation.

Notons que pour assurer la convergence de ces algorithmes, l'initialisation des modèles doit être relativement proche de la solution recherchée. En général, cette initialisation est proposée à partir des points SCP numérisés.

Ces méthodes ont été mises en œuvre au niveau du rachis cervical supérieur à partir de la numérisation de 21 à 28 points NSCP (Figure VI.3 A), au niveau du rachis thoracique et lombaire avec la numérisation de 6 points SCP et 19 points NSCP (Figure 18C) et au niveau du bassin) avec la numérisation de 20 à 62 points au total (NSCP + SCP) en fonction de la visibilité dans les radiographies [32].

Pour chacune de ces méthodes, un modèle morpho-réaliste est proposé à partir de la déformation d'un modèle générique (obtenu à partir de reconstructions tridimensionnelles CT-Scan) sur les points 3D reconstruits (Figure VI.3).

Une autre approche a également été proposée au niveau des vertèbres thoraciques et lombaires à partir de la numérisation de 6 points SCP et de 8 points NSCP utilisés pour reconstruire les plateaux vertébraux [19].

Cette méthode n'utilise pas les contraintes imposées par les points NSCP pour déformer un modèle générique, mais pour modéliser les plateaux par des ellipses. Cette méthode permet également d'obtenir un modèle morpho-réaliste [19].

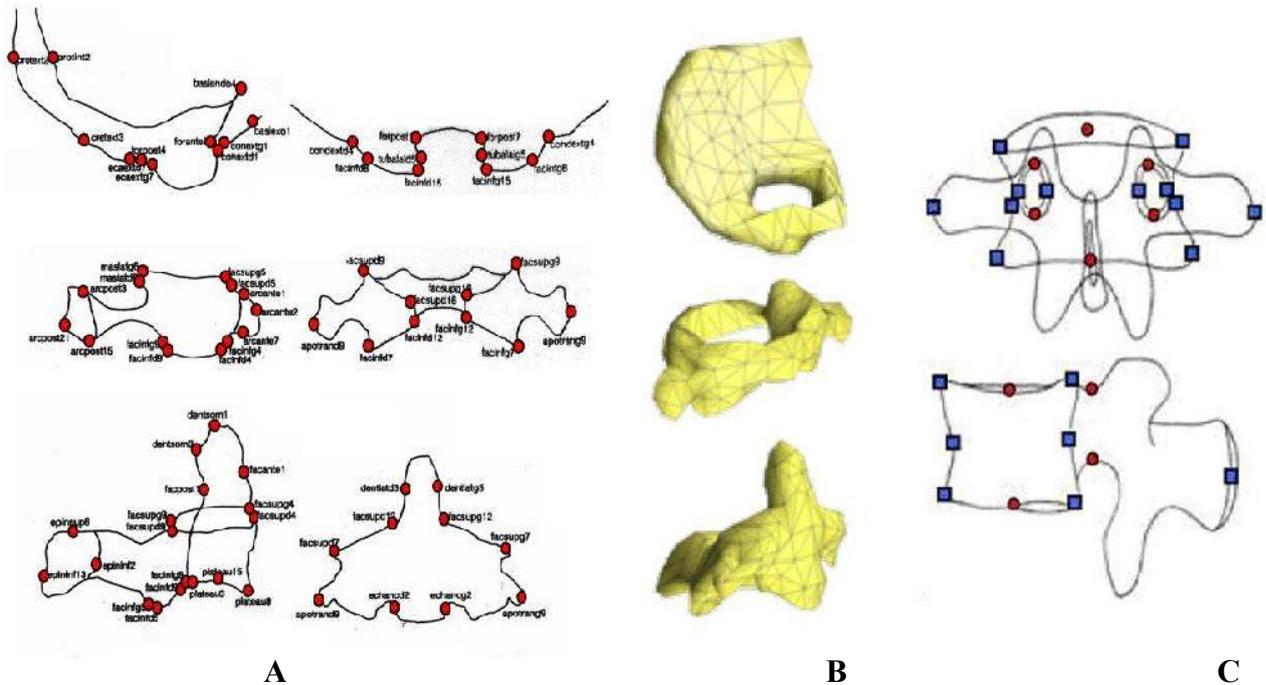


Figure VI.3 (A) Repères anatomiques non stéréo-correspondants pour le rachis cervical supérieur et (B) représentation morpho réaliste des modèles [32]. (C) Repères anatomiques stéréo-correspondants (cercles rouges) et non stéréo-correspondants (carrés bleus) pour les vertèbres lombaires [32].

Des méthodes s'appuyant sur ces mêmes principes de déformation de modèles génériques sur des repères non stéréo-correspondants ont également été proposées à partir de l'identification de contours non stéréo-correspondants (méthodes NSCC pour « Non Stereo-Corresponding Contours »).

Ces approches ont été appliquées au fémur distal, au tibia proximal [33]. et au fémur proximal nécessitant la numérisation de 1 à 2 points stéréo-correspondants et de 3 et 7 contours NSCC dans chacune des vues (Figure VI.4) [34].

Elles ont également été appliquées au bassin à partir de l'identification de 7 points SCP et de 9 contours NSCC [35].

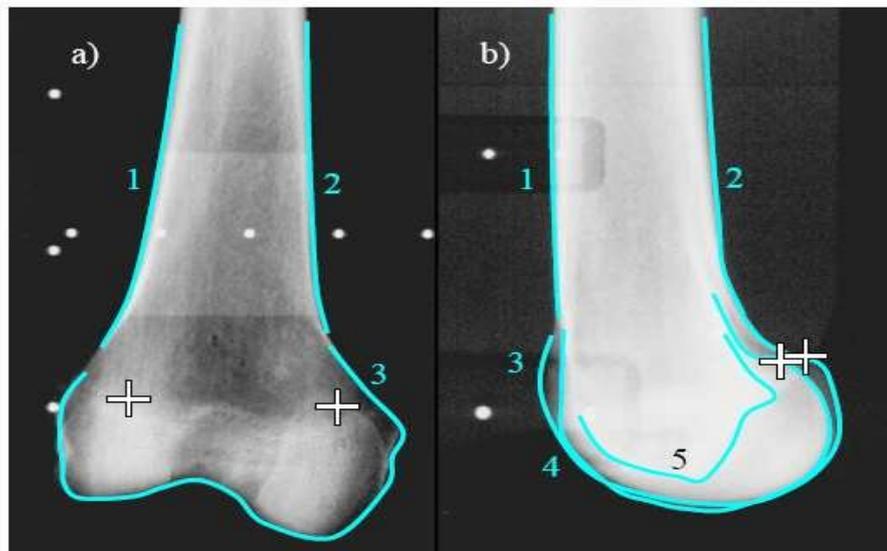


Figure VI.4 Points stéréo-correspondants et contours non stéréo-correspondants identifiés dans les radiographies [35].

### VI.2.2 EVALUATION DES METHODES :

Ces méthodes ont été évaluées *in vitro* à partir de spécimens cadavériques avec des écarts de forme (2RMS) de 2,0mm à 2,8mm pour les vertèbres (méthode NSCP comparée à des mesures directes), de 1,8mm à 2,8mm pour le fémur et le tibia proximal (méthode NSCC comparée au CT-scan) [32].

Les deux approches ont été évaluées au niveau du bassin avec des résultats assez similaires. Des écarts de 3,8mm à partir de la méthode NSCP comparée à des mesures directes et des écarts de 4,3mm avec la méthode NSCC en comparaison au CT-scan ont été mesurés.

Les travaux de ont permis de montrer l'apport de méthodes basées sur des repères non stéréo-correspondants au niveau des vertèbres, puisqu'une méthode s'appuyant sur des points SCP uniquement a été comparée à l'approche NSCP.

Cette comparaison a montré, *in vitro* à partir de 30 spécimens de vertèbres lombaires, que l'ajout de points non stéréo-correspondant permettait de réduire les écarts de forme par rapport à des mesures directes de 7,2mm (SCP) à 2,8mm (NSCP) [35].

Cette même comparaison a ensuite été réalisée *in vivo* sur 58 vertèbres thoraciques de patients scoliotiques, une situation clairement défavorable en termes de visibilité dans les radiographies [35].

L'étude a permis de montrer que la méthode NSCP permettait de réduire les écarts de forme par rapport au CT-scan de 6,4mm (SCP) à 4,0mm (NSCP).

### **VL3 CONCLUSION INTERMEDIAIRE :**

En s'appuyant sur un plus grand nombre de repère anatomiques, les méthodes « NSCP et NSCC » permettent de mieux exploiter les informations contenues dans les radiographies, et par conséquent, d'augmenter la précision des reconstructions.

L'évaluation des méthodes dans des conditions in vivo a également permis de montrer la faisabilité d'utilisation de telles approches pour des patients, et d'en estimer la précision in situ.

Néanmoins, ces méthodes présentent un inconvénient majeur à une utilisation en milieu clinique.

En effet, deux heures peuvent être nécessaires à la numérisation des repères anatomiques utilisés pour reconstruire un rachis thoracique et lombaire [36].

De plus, l'étape d'initialisation des modèles apparaît comme une étape clé qui conditionne la convergence des algorithmes de reconstruction.

C'est pourquoi des méthodes ont été mises en œuvre afin de réduire le temps de reconstruction et de proposer des approches semi-automatiques. Certaines approches ont été développées afin de proposer une initialisation rapide et robuste des modèles, favorisant ainsi la convergence des algorithmes de reconstruction.

## **VI.3 METHODES DE RECONSTRUCTION 3D SEMI-AUTOMATIQUES S'APPUYANT SUR DES MODELES PARAMETRES ET DES TECHNIQUES D'ESTIMATION :**

### **VI.3.1 PRINCIPE GENERAL :**

Ces méthodes de reconstruction semi-automatiques sont basées sur une description paramétrée des modèles tridimensionnels (dimensions caractéristiques de l'objet et coordonnées de points 3D).

L'idée est de s'appuyer sur l'identification d'un nombre réduit de paramètres descripteurs saisis par l'opérateur dans les radiographies, pour estimer l'ensemble des paramètres du modèle et ainsi proposer, très rapidement, une initialisation proche de la solution recherchée.

Ce modèle initialisé sera qualifié de modèle pré-personnalisé (proche de la solution personnalisée).

Les techniques d'estimation qui permettent de prédire, à partir des quelques paramètres identifiés dans les radiographies, l'ensemble des paramètres du modèle, peuvent être de différentes natures. Ces estimations peuvent s'appuyer sur de simples techniques d'interpolation ou sur des méthodes statistiques, utilisant des bases de données de l'objet à reconstruire, que l'on qualifiera d'inférences statistiques. Par ailleurs, deux catégories d'estimation seront rencontrées :

Les estimations sont dites « transversales » lorsque que les paramètres saisis et les paramètres estimés appartiennent au même objet à reconstruire (par exemple si l'on saisit quelques points sur la vertèbre L3 pour estimer des paramètres descripteurs de L3).

A l'inverse, si les paramètres saisis et inférés n'appartiennent pas au même objet, on parlera d'estimations « longitudinales » (par exemple si l'on saisit quelques points sur la vertèbre L5 pour estimer des descripteurs de L3).

Les méthodes développées dans ce chapitre (synthétisées dans le Tableau 3) utilisent donc des modèles paramétrés et des techniques d'estimation, afin de proposer une initialisation rapide et robuste d'un modèle pré-personnalisé.

Dans un second temps, le modèle pré-personnalisé pourra être ajusté pour obtenir une reconstruction personnalisée [37].

## VI.3.2 DESCRIPTION DES METHODES :

### VI.3.2.1 Modèle Paramétré :

Des descriptions paramétrées ont été proposées pour différentes structures osseuses. Pour les vertèbres, une représentation s'appuyant sur 8 dimensions caractéristiques du corps vertébral et sur les coordonnées de 21 points anatomiques a été proposée et est illustrée (Figure VI.5).

Au niveau du fémur proximal et du bassin, les descriptions paramétrées s'appuient sur 33 paramètres dimensionnels pour le fémur proximal et sur un ensemble de 41 dimensions, ainsi que les coordonnées de 42 points 3D anatomiques pour le bassin.

Enfin, un modèle paramétré global de l'ensemble du rachis a également été proposé [36].

Ce modèle décrit, à partir d'une courbe passant par les corps vertébraux, la position de chacune des vertèbres le long de cette courbe ainsi que les dimensions (largeur et profondeur) de chacun des corps vertébraux [37].

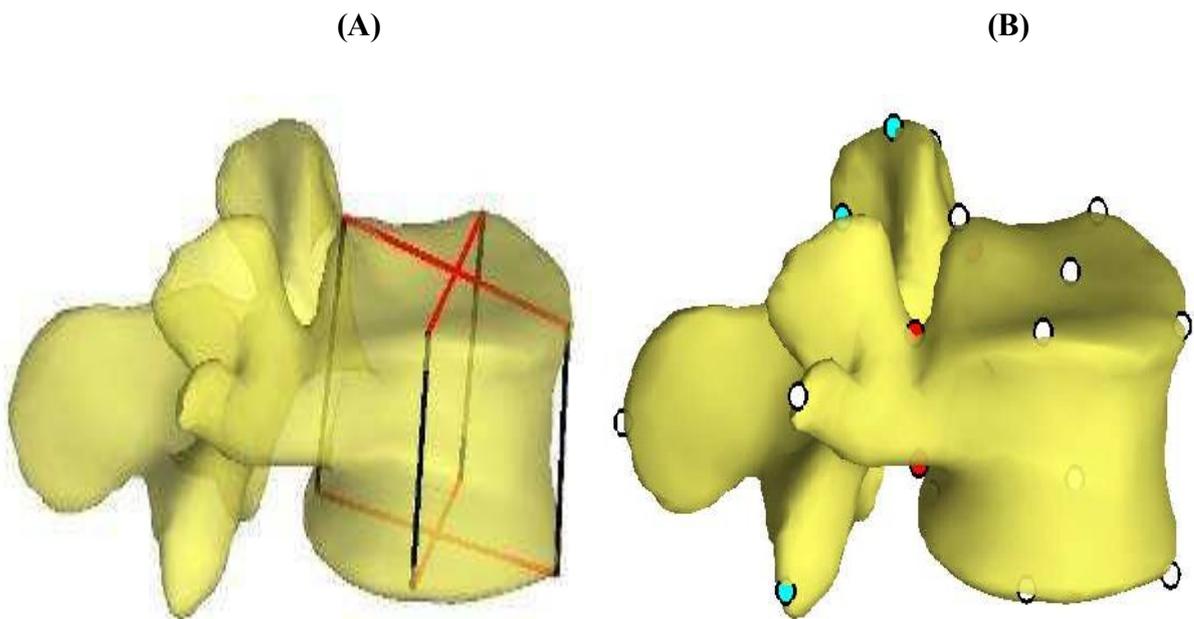


Figure VI.5 (A) Modèle paramétré de vertèbre défini par 8 dimensions caractéristiques du corps vertébral. (B) Les coordonnées de 21 points 3D anatomiques [36].

### VI.3.2.2 INITIALISATION DES MODELES PARAMETRES :

Afin d'initialiser rapidement ces modèles paramétrés dans l'environnement radiographique, l'opérateur est amené à saisir un sous ensemble de ces paramètres descripteurs dans les clichés.

Ainsi, pour initialiser chacune des vertèbres, l'opérateur identifie dans les deux radiographies les « 4 coins » des corps vertébraux (Figure VI.6 (A)), définissant les 8 dimensions caractéristiques du corps vertébral du modèle paramétré [36].

Pour le fémur proximal, l'opérateur est amené à modéliser la tête fémorale par une sphère et à repérer les contours de la diaphyse dans chacun des vues.

De la même manière pour le bassin, l'opérateur est invité à numériser deux sphères sur les cotyles ainsi que le plateau sacré afin de définir 5 paramètres dimensionnels [38].

Enfin, dans des approches cherchant à initialiser le modèle global de rachis, l'opérateur est amené à saisir la courbe passant par les corps vertébraux ainsi que les dimensions des vertèbres « limites » (T1 et L5 s'il on s'intéresse au rachis thoracique et lombaire) [36].

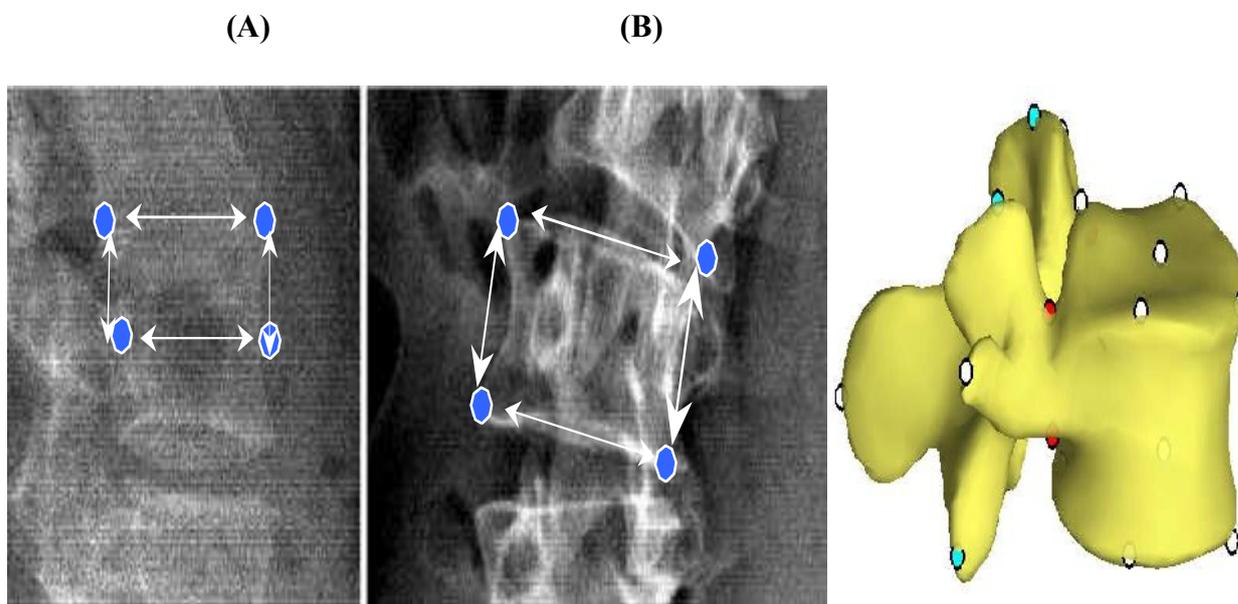


Figure VI.6 (A) repères anatomique saisis par l'opérateur et paramètres descripteurs du modèle (8 dimensions). (B) Estimation par inférence transversale de 21 points 3D anatomiques et d'un modèle morfo-réaliste [36].

Ainsi, à partir de ces quelques paramètres descripteurs saisis dans les radiographies, les méthodes cherchent à estimer l'ensemble des paramètres décrivant les modèles.

Certaines approches s'appuient sur des bases de données des modèles à reconstruire afin d'estimer par inférences statistiques les paramètres du modèle. Par exemple, dans le cas des vertèbres, une base de donnée de plus de 1600 vertèbres isolées, saines et scoliotiques, est utilisée afin d'inférer, à partir des 8 dimensions du corps vertébral (Figure VI.6 A), les coordonnées des 21 points 3D anatomiques (Figure VI.6 B).

Les inférences statistiques sont ici transversales puisque les paramètres saisis et estimés appartiennent au même objet.

Cette même technique d'estimation à partir d'inférences statistiques transversales et de base de données a été utilisée au niveau du bassin et du fémur proximal [38].

En revanche, au niveau des modèles globaux du rachis, l'approche n'utilise pas d'inférences statistiques s'appuyant sur des bases de données, mais une simple technique d'interpolation de la position et de la taille des vertèbres le long de la courbe passant par les corps vertébraux [36].

Cette interpolation est une estimation longitudinale, puisque certains paramètres du modèle (taille de la vertèbre L3 par exemple) sont estimés à partir de paramètres saisis sur les vertèbres limites (taille de L5 et de T1).

Pour toutes ces méthodes, des modélisations détaillées morpho-réalistes des objets sont proposées en déformant un objet générique. Cette étape permet d'obtenir à partir de quelques identifications dans les radiographies, d'une description paramétrée de l'objet à reconstruire et d'une technique d'estimation, une initialisation du modèle qui constitue le modèle pré-personnalisé.

### **VI.3.2.2 AJUSTEMENT DES MODELES PARAMETRES PRE-PERSONNALISES :**

A partir de cette initialisation, les modèles peuvent être ajustés afin d'obtenir une reconstruction personnalisée. Un ajustement fin en position et en forme des modèles peut ainsi être obtenu à partir de l'ajustement manuel de points de contrôles (les 21 points 3D anatomiques dans le cas des vertèbres) ou à partir de l'identification manuelle des contours de l'objet et de l'algorithme NSCC (pour le bassin et le fémur). En ce qui concerne la méthode de reconstruction globale du rachis, l'ajustement de la forme des vertèbres n'est pas possible. Seules la position et la taille (mise à l'échelle) des modèles peuvent être ajustées [36].

### VI.3.3 EVALUATION DES METHODES :

L'évaluation des modèles pré-personnalisés obtenus à partir de la méthode de reconstruction semi-automatique des vertèbres a montré une précision de forme en comparaison au CT-scan, in vivo sur 58 vertèbres scoliotiques, de 3,6mm (2RMS).

Cette même évaluation, réalisée à partir de la méthode NSCP, avait montré des écarts de 4,0mm. Le temps de reconstruction de cette méthode a été évalué à 14 minutes pour obtenir le modèle pré-personnalisé de l'ensemble du rachis (numérisation des « 4 coins » des corps vertébraux) et à 20 minutes au total pour obtenir un modèle personnalisé, ajusté finement en position et forme [39].

Le temps de reconstruction est ainsi considérablement réduit puisque 2 heures pouvaient être nécessaires en utilisant la méthode NSCP [36].

L'évaluation des méthodes de reconstruction du bassin et du fémur proximal a également montré des résultats satisfaisants en termes de reproductibilité de forme. La variabilité inter-opérateurs des modèles personnalisés a été estimée à 2,6mm (2RMS, in vivo, 20 patients et 2 opérateurs) pour une méthode couplant modèle paramétré, inférences transversales puis algorithme NSCC, contre 3,9 mm avec la seule utilisation de l'algorithme NSCC et une initialisation à partir de points SCP.

Ainsi, cette étude montre que l'initialisation proposée par ces méthodes semi-automatiques permet de gagner en robustesse et d'améliorer la convergence des algorithmes. Le temps de reconstruction est de 1 minute pour obtenir le modèle pré-personnalisé et de 8 minutes 30 secondes au total pour le modèle personnalisé.

Enfin, l'évaluation de la méthode de reconstruction s'appuyant sur un modèle global du rachis montre une reproductibilité de position (2RMS) de 1,2mm à 4mm pour la position des vertèbres et de 1,6° à 4,4° pour l'orientation (in vivo, 20 sujets sains et scoliotiques et 3 opérateurs) [37].

Le temps de reconstruction du modèle pré-personnalisé pour l'ensemble du rachis est de 5 minutes. Cette méthode permet donc une initialisation rapide du rachis, incluant un ajustement des vertèbres en position et en taille (mise à l'échelle). En revanche, rappelons que ces modèles pré-personnalisés ne sont pas ajustés en termes de forme, ce qui est une limite importante dans les cas de scoliose sévères où la uniformisation des vertèbres peut être très importante.

De plus, il n'est pas prévu dans cette méthode d'étape supplémentaire permettant d'obtenir un modèle personnalisé incluant un ajustement fin de la forme des modèles.

### **VL3.4 CONCLUSION INTERMEDIAIRE :**

Les méthodes de reconstruction basées sur des modèles paramétrés et des techniques d'estimation permettent d'obtenir rapidement un modèle pré-personnalisé, diminuant ainsi le temps de reconstruction [37].

De plus, cette initialisation apparaît comme plus robuste, améliorant ainsi les algorithmes de reconstruction permettant d'obtenir les modèles personnalisés [38].

Néanmoins, malgré un temps de reconstruction réduit, les processus de reconstruction présentent encore des étapes relativement contraignantes.

En ce qui concerne la méthode s'appuyant sur des modèles paramétrés de vertèbres la saisie systématique de chacune des vertèbres (temps de saisie : 14 minutes) est nécessaire pour obtenir un premier modèle pré- personnalisé [36].

Pour les méthodes appliquées au fémur et au bassin, la présence d'un seul objet à reconstruire permet d'obtenir une initialisation très rapide mais l'étape d'identification manuelle des contours, nécessaire à l'algorithme NSCC et permettant d'obtenir un modèle personnalisé, reste fastidieuse [38].

Enfin, la méthode de reconstruction s'appuyant sur un modèle global du rachis permet d'obtenir un modèle pré-personnalisé rapidement (5 minutes), mais non ajusté au niveau de la forme des vertèbres, ce qui est une limite majeure en termes d'applications cliniques à des cas pathologiques [36].

Par ailleurs, cette méthode basée sur des interpolations linéaires semble tout de même moins pertinente que des méthodes qui s'appuient sur des bases de données pour définir des modèles d'inférences statistiques.

## **VI.4 METHODES DE RECONSTRUCTION 3D S'APPUYANT SUR DES ALGORITHMES DE TRAITEMENT D'IMAGE :**

### **VI.4.1 PRINCIPE GENERAL :**

Les méthodes de reconstruction semi-automatiques par traitement d'image ont pour objectif de remplacer une partie des ajustements manuels réalisés par l'opérateur par des algorithmes de traitement automatisé des images. Les modes de déformation des modèles sont généralement définis par l'analyse en composante principale d'une base de données de l'objet à déformer.

Ces modèles statistiques sont généralement initialisés via des approches manuelles ou semi-automatiques.

A partir de cette initialisation, deux familles de méthodes sont rencontrées dans la littérature [40].

Des méthodes s'appuyant sur la segmentation des images (« segmentation based methods »).

Des approches utilisant des mesures de similarité entre les radiographies réelles et des radiographies simulées (« intensity based methods »).

Les différentes étapes sur lesquelles s'appuient ces méthodes de reconstruction semi-automatiques par traitement d'image sont détaillées ci-dessous.

### **VI.4.2 DESCRIPTION DES METHODES :**

#### **VI.4.2.1 MODELES DEFORMABLES PAR ANALYSE EN COMPOSANTE PRINCIPALE :**

Puisque ces méthodes visent à remplacer les ajustements manuelles par des techniques de recalage automatisées, il convient de définir le champ de transformation possible des modèles (rigide et élastique) que l'opérateur aurait pu appliquer.

L'idée est alors de s'appuyer sur une base de données de l'objet à reconstruire pour déterminer des modes de déformation des modèles à partir d'une analyse en composante principale de la base de données.

La base de données regroupant les objets à reconstruire constitue une base d'apprentissage dans laquelle chaque modèle est décrit par un ensemble de points labellisés (« Point Distribution Model »).

On construit alors à partir de cette base de données un modèle « moyen » et l'on recherche les modes de déformation principaux de la base autour de ce modèle moyen.

La Figure VI.7 montre l'utilisation de cette méthode sur une base d'apprentissage de 18 mains décrite chacune par 72 points. La décomposition en analyse base [41].

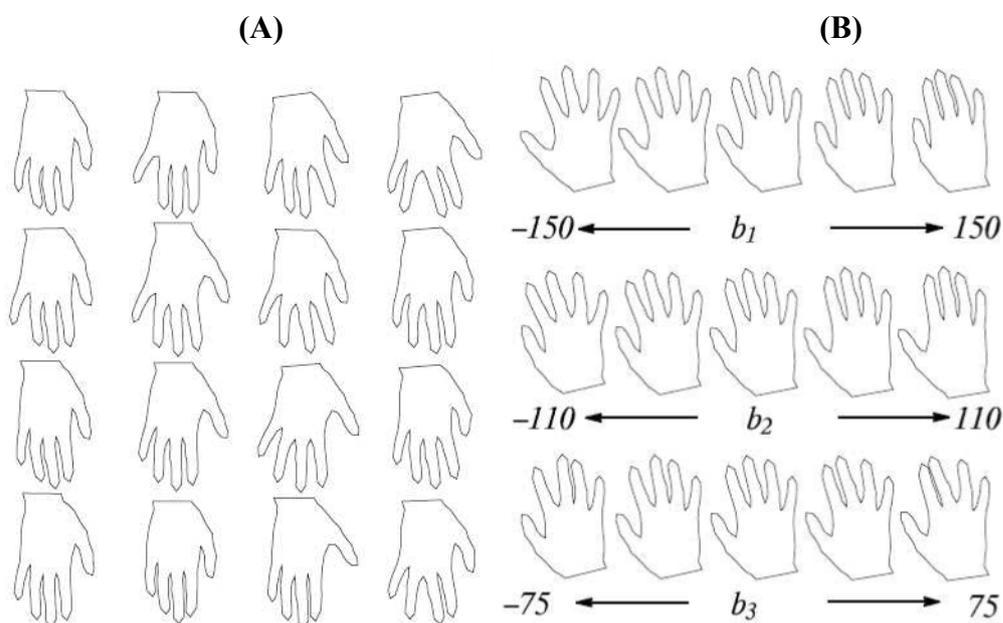


Figure VI.7 (A) base d'apprentissage de 18 mains décrite chacune par 72 points. (B) La variation des 3 premiers modes de déformation correspondant à des mouvements particuliers des doigts de la main [41].

L'intérêt de cette approche est double. Tout d'abord, la méthode permet de contraindre les possibilités de déformations à un champ de déformation statistiquement plausible. De plus, cette méthode permet de réduire considérablement les inconnues du système.

On transforme ainsi un modèle pouvant être décrit par quelques centaines de points labellisés en un modèle réduit à quelques dizaines de modes de déformation principaux, ce qui est un avantage certain en terme d'optimisation et de robustesse du système.

En revanche, la base d'apprentissage doit être assez large pour être représentative des déformations potentielles.

De plus, les modes de déformations sont des « abstractions mathématiques » intéressantes dans une approche utilisant du traitement d'image, mais difficilement manipulables par un opérateur.

En effet, si l'opérateur est capable de déformer un modèle en manipulant un point de contrôle agissant sur une région anatomique clairement identifiée (par exemple un point au bout de l'épineuse permettant de déformer toute l'épineuse), il peut difficilement agir sur un mode de déformation entraînant des déformations multiples et complexes du modèle.

Ainsi, de nombreuses méthodes de reconstruction s'appuyant sur des techniques de traitement d'image définissent des modèles statistiques déformables à partir de l'analyse en composante principale d'une base d'apprentissage de l'objet à reconstruire.

Les bases de données utilisées dans ces différentes méthodes sont les suivantes :

30 vertèbres L5 saines reconstruites à partir du CT-scan, 30 vertèbres saines et 30 vertèbres scoliotiques par niveau vertébral numérisées à partir de mesures directes (Figure VI.8) et 110 bassins reconstruites à partir du CT-scan [42].

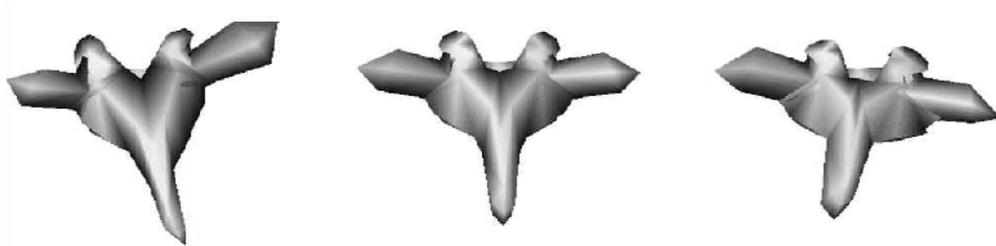


Figure VI.8 Visualisation du premier mode de déformation obtenu par analyse en composante principale d'une base de données de 30 vertèbres saines et 30 vertèbres scoliotiques par niveau [43].

#### **VI.4.2.2 INITIALISATION DES MODELES :**

L'initialisation donne le premier positionnement des modèles, à partir duquel les algorithmes de traitement d'image sont exécutés.

Cette initialisation peut être manuelle, c'est-à-dire que l'opérateur effectue lui-même un recalage rigide de l'objet, ou semi-automatique [42].

Dans le cas de la méthode de reconstruction du rachis une courbe passant par les corps vertébraux est numérisée par l'opérateur. 6 points SCP par vertèbre sont alors interpolés le long de cette courbe, dans une approche assez similaire à des méthodes précédemment décrites, afin de proposer une reconstruction initiale [43].

Néanmoins, les auteurs soulignent que cette initialisation rapide, parfois relativement éloignée de la solution recherchée, peut poser problème pour la convergence des algorithmes. Les algorithmes de recalage automatique sont alors exécutés pour cette première vertèbre.

La position obtenue permet d'initialiser la vertèbre sus-jacente, qui est ensuite recalée à son tour par traitement d'image... Cette méthode hiérarchique est ainsi utilisée pour recaler l'ensemble des vertèbres. Enfin, une méthode s'appuyant sur une initialisation automatique a été proposée pour la reconstruction du bassin [44].

Le modèle est ainsi initialisé au centre des radiographies. En revanche, les auteurs s'appuient sur des images très réduites autour de la structure d'intérêt, ce qui simplifie grandement cette étape d'initialisation.

#### **VI.4.2.3 RECALAGE PAR TRAITEMENT D'IMAGE :**

A partir de cette étape d'initialisation, les algorithmes utilisant le traitement des images peuvent s'appuyer soit sur une segmentation des radiographies, soit sur des mesures de similarités.

##### **A/ Recalage S'Appuyant Sur La Segmentation Des Radiographies :**

Certaines méthodes de recalage utilisées dans le domaine de la reconstruction 3D à partir de radiographies biplanes s'appuient sur la segmentation des radiographies.

Cette opération a pour objectif d'extraire, en utilisant des opérateurs de traitement d'image, les informations pertinentes contenues dans les radiographies [42].

A partir des gradients de l'image, ce filtre réalise une extraction des maxima locaux et un seuillage par hystérésis afin de détecter les contours significatifs connectés entre eux (Figure VI.9 A).

En parallèle, il faut extraire les contours que les modèles surfaciques « projettent » dans les radiographies, pour une initialisation donnée.

Les algorithmes proposés permettent d'extraire les contours (ou la silhouette), formés par l'ensemble des arêtes du maillage qui sont tangentes aux rayons partant de la source vers la radiographie [33].

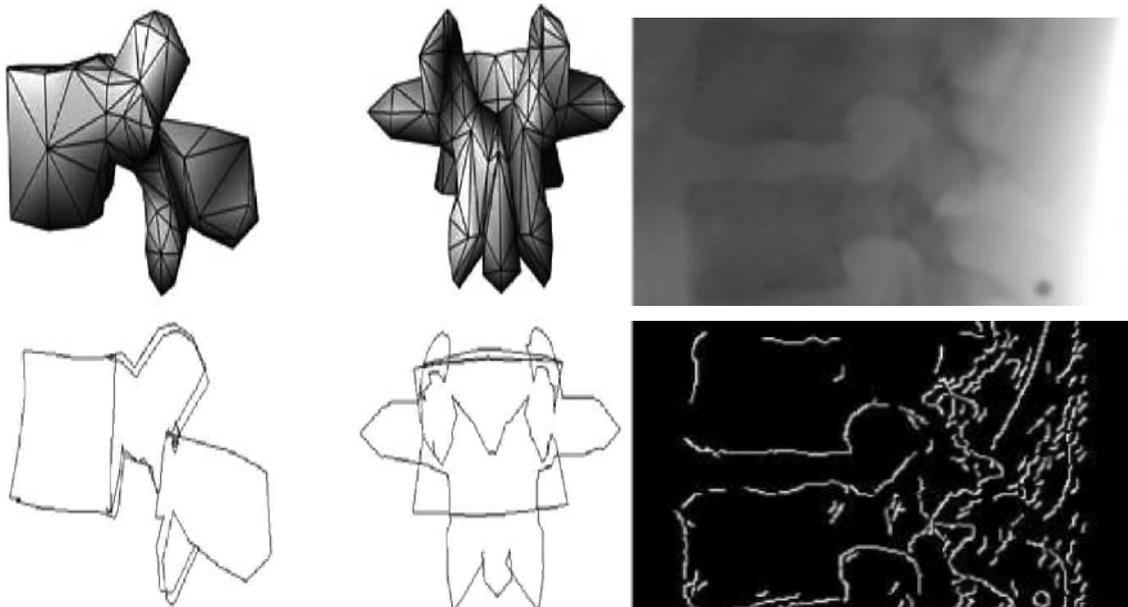


Figure VI.9 (A) Contours détectés à partir d'un filtre de Canny-Deriche. (B) Contours (ou silhouette) extraits à partir du modèle surfacique de vertèbre [43].

Il faut alors déterminer les transformations du modèle qui permettent de faire correspondre les contours qui en sont extraits aux contours détectés dans les images.

Pour cela, les méthodes cherchent tout d'abord à effectuer un recalage rigide, afin d'optimiser le positionnement du modèle, puis un recalage élastique, qui permet d'affiner la forme.

L'algorithme « Iterative Closest Point » est très utilisé dans les problématiques de recalage rigide [43].

L'algorithme permet d'apparier (i.e. d'associer) chaque point du contour extrait du modèle au point le plus proche (selon différents critères de proximité) parmi les contours détectés dans l'image.

Cet appariement définit une fonction de coût. Il est alors possible de calculer directement la transformation rigide qui permet de minimiser cette fonction et de faire converger les contours du modèle vers les contours détectés dans l'image.

Cet algorithme est itéré jusqu'à satisfaction d'un critère qui détermine la convergence du système.

Dans une problématique de recalage élastique, les paramètres déterminant les transformations à appliquer au modèle sont recherchés en utilisant des algorithmes d'optimisation numérique.

Différentes méthodes descente de gradient sont utilisées pour rechercher les modes de déformation des modèles statistiques.

Ces méthodes d'optimisation permettent de converger d'une manière itérative, vers les paramètres qui minimisent une fonction de coût définie à partir des contours modèle et des contours image.

## **B/ Recalage s'appuyant sur des mesures de similarité :**

La segmentation des images radiographiques est une opération assez délicate. En effet, la superposition des structures osseuses et des tissus mous fait apparaître de nombreux contours « parasites », qui ne sont pas les contours que l'on cherche à mettre en évidence pour l'objet à reconstruire.

C'est pourquoi certaines études ont cherché à s'affranchir de cette étape en proposant des méthodes basées sur des mesures de similarité.

Les méthodes basées sur des mesures de similarité sont utilisées depuis longtemps pour recaler des coupes sériées (CT-scan ou IRM effectuées par exemple en préopératoire) sur une ou plusieurs projections radiographiques (réalisées par exemple au moment de l'opération) [40].

Les données volumiques des coupes sériées permettent de générer des radiographies simulées (Figure VI.10 A et B).

L'idée est alors de déterminer les paramètres de transformation rigides du volume CT-scan ou IRM qui permettent de maximiser la similarité entre les radiographies simulées et les clichés réels (Figure VI.10 B et C).

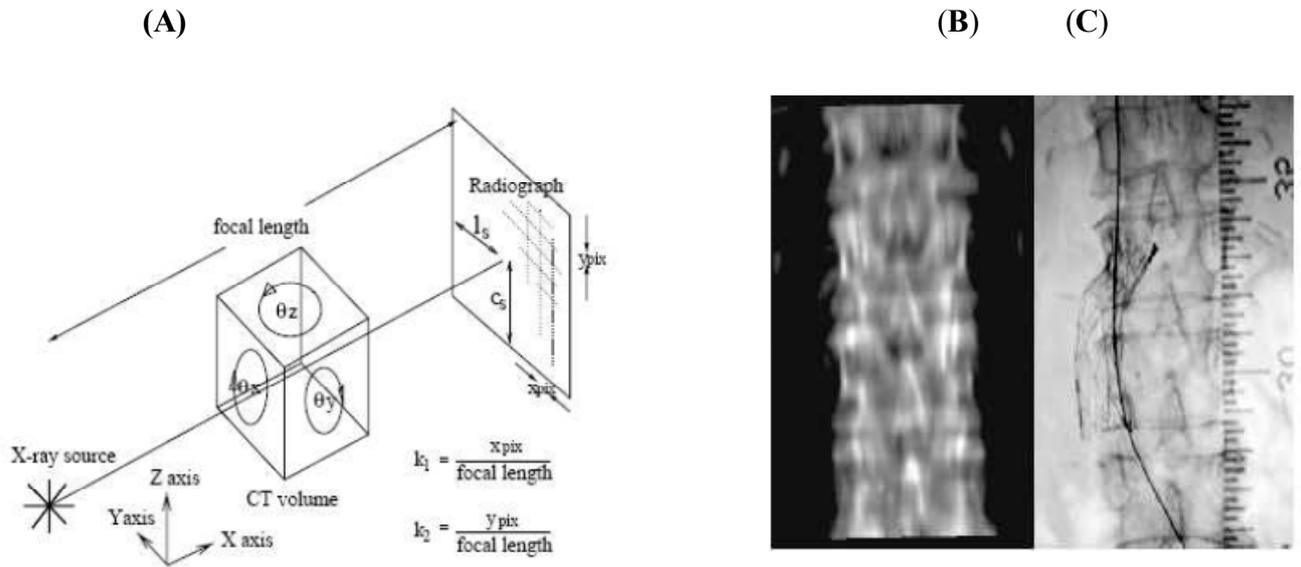


Figure VI.10 (A) Principe de la radiographie simulée à partir d'un volume CT-scan ; (B) radiographie simulée (C) une image fluoroscopique [45].

L'application de ces méthodes à la problématique de la reconstruction 3D à partir de radiographies biplans n'est pas triviale.

En effet, les modèles surfaciques utilisés par la plupart des méthodes de reconstruction ne permettent pas de générer des radiographies simulées.

C'est pourquoi certaines études ont développé des modèles volumiques dédiés à ces applications [44].

Utilisent, dans une approche préliminaire, un modèle surfacique de bassin à l'intérieur duquel des densités ont été affectées à partir des données CT-scan d'un patient.

Ainsi, pour une initialisation donnée, des radiographies simulées sont générées et comparées aux radiographies réelles via un critère de similarité.

A cet effet, de nombreux critères sont rencontrés et mis en concurrence dans la littérature [45].

A partir de ces critères, et comme pour les méthodes s'appuyant sur la segmentation des radiographies, des méthodes d'optimisation sont utilisées afin de rechercher les modes de déformation des modèles statistiques permettant de maximiser la similarité entre les clichés réels et simulés [45].

### **VI.4.3 EVALUATION DES METHODES :**

Notons tout d'abord que certaines évaluations proposées restent très préliminaires (une vertèbre L2 in vitro et une vertèbre L5 + un fémur). Les résultats de ces études ne seront donc pas abordés dans ce chapitre [42].

#### **VI.4.3.1 METHODES S'APPUYANT SUR LA SEGMENTATION DES RADIOGRAPHIES :**

La méthode de recalage des vertèbres proposée par Benameur avec une approche basée sur la segmentation des radiographies, montre des écarts de forme, en comparaison au CT-scan sur 57 vertèbres, de 1,5mm pour les vertèbres lombaires et de 0,7mm pour les thoraciques (écarts moyens) [43].

Les auteurs soulignent alors que l'initialisation rapide (et parfois assez lointaine) proposée pour chacune des vertèbres (à partir d'une courbe passant par les corps vertébraux), peut poser quelques problèmes à la convergence des algorithmes de recalage. Ainsi, les auteurs proposent en 2005 une méthode hiérarchique permettant une initialisation des vertèbres de proche en proche, visant à améliorer cette étape clé du processus. Or, les résultats, sur le même échantillon de données, sont légèrement en retrait (1,7mm pour les vertèbres lombaires et 1,5mm pour les thoraciques).

Cela soulève certaines interrogations au niveau de cette étape d'initialisation des modèles.

La comparaison des résultats avec la méthode semi-automatique utilisant des modèles paramétrés et des inférences statistiques transversales, sur le même échantillon de données, montre toutefois que les écarts évalués par Benameur & Coll. sont assez proches [36].

Ainsi, malgré certaines interrogations qui subsistent au niveau de cette étape d'initialisation, ces méthodes basées sur la segmentation des radiographies montrent donc des résultats satisfaisants en termes de précision de forme.

En revanche, pour ces deux approches quasi-automatiques, avec une initialisation très rapide et aucune vérification a posteriori de la part de l'opérateur, il serait essentiel d'évaluer également le positionnement des vertèbres [43].

En effet, la forme peut être très précise en comparaison au CT-scan alors que la vertèbre présente une position erronée.

De plus, l'évaluation de l'approche hiérarchique est réalisée sur des segments de vertèbres très courts (de deux à trois vertèbres), ce qui facilite grandement cette initialisation hiérarchique de proche en proche.

Enfin, notons que les temps de calcul nécessaires aux algorithmes de recalage ne sont pas mentionnés [43].

#### **VI.4.3.1 METHODES S'APPUYANT SUR DES MESURES DE SIMILARITE :**

La méthode proposée par Sadowsky s'appuie sur un modèle volumique de bassin pour proposer une méthode de recalage utilisant des mesures de similarité [44].

Cette méthode appliquée au bassin requiert l'acquisition de trois à huit radiographies, avec un champ de vue réduit autour de la structure d'intérêt, ce qui diffère légèrement de la problématique du recalage à partir de deux radiographies biplanes. Ce champ de vue réduit permet une initialisation des modèles au centre des images pour proposer une méthode entièrement automatisée.

Les auteurs obtiennent des écarts de forme, en comparaison au CT-scan sur 11 bassins in vitro, de 2,0 à 2,2mm en fonction du nombre de vues et de la taille du champ de vue.

Cette évaluation préliminaire montre des résultats intéressants.

#### **VI.4.4 CONCLUSION INTERMEDIAIRE :**

En conclusion, les méthodes de reconstruction utilisant des techniques de recalage par traitement d'image proposent des pistes intéressantes pour semi-automatiser les méthodes de reconstruction à partir de radiographies biplanes.

Néanmoins, l'étape d'initialisation manuelle ou semi-automatique reste un problème, notamment dans le cas de la reconstruction du rachis thoracique et lombaire où 17 objets vertèbres sont à initialiser [42].

Aucune des méthodes présentées, excepté l'approche présentée par Sadowsky qui a l'avantage d'utiliser un champ de vue restreint et entre 3 et 8 clichés, ne propose une initialisation rapide et précise des modèles [44].

Or cette initialisation proche de la solution recherchée est une condition indispensable à la convergence des algorithmes.

Les méthodes de recalage basées sur la segmentation des radiographies présentent certains avantages en termes d'optimisation pour faire converger les modèles.

En effet, si la segmentation parvient à extraire les structures d'intérêt, les algorithmes d'optimisation (par exemple « Iterative Closest Point ») sont relativement rapides (temps de calcul) et robustes pour faire converger les modèles 3D vers les contours segmentés.

En revanche, cette étape de segmentation reste une étape particulièrement difficile, du fait de la présence de nombreux contours parasites et de la variabilité des images radiographiques que l'on est amené à traiter.

Ainsi, une initialisation proche des modèles pourrait fortement aider à cette étape de segmentation en permettant de mieux cibler les structures potentiellement d'intérêt dans une zone de recherche restreinte.

Les méthodes basées sur des mesures de similarité permettent de s'affranchir de cette étape de segmentation en s'appuyant sur une mise en correspondance entre des radiographies simulées et les clichés réels.

L'utilisation de ces méthodes a longtemps été freinée par des temps de calcul importants, les algorithmes d'optimisation nécessitant, au fur et à mesure de la convergence des modèles, la génération de radiographies simulées.

Aujourd'hui, des méthodes efficaces ont été proposées permettant d'accélérer la génération des radiographies simulées [46].

L'application de ces approches à la reconstruction 3D à partir de radiographies n'est pas très répandue et nécessite d'approfondir la création de modèles volumiques.

Enfin, notons que les reconstructions 3D obtenues à partir de ces approches semi-automatiques restent évaluées uniquement au niveau de la forme.

Or, il apparaît essentiel de proposer également une évaluation du positionnement des modèles [44].

## **VI.5 SYNTHÈSE ET OBJECTIFS DE LA THÈSE :**

Les rappels d'anatomie, présentés au début de ce mémoire ont permis d'introduire le contexte de ce travail de thèse. Ainsi, l'analyse morphologique des déformations rachidiennes montre que la scoliose induit des déformations tridimensionnelles complexes, caractérisées notamment par l'apparition de courbures dans le plan frontal, de rotations axiales et d'une importante uniformisation des vertèbres. D'où l'importance d'étudier le rachis scoliotique en trois dimensions.

De plus, des méthodes de reconstruction sont proposées pour obtenir une modélisation tridimensionnelle à partir de ce type d'images.

C'est pourquoi des méthodes de reconstruction à partir de radiographies ont été développées. Cette modalité d'imagerie permet d'obtenir une modélisation tridimensionnelle du squelette, en position debout et à partir d'uniquement deux clichés radiographiques (faible dose d'irradiation pour le patient).

Le développement de méthodes de reconstruction tridimensionnelles s'est d'abord focalisé sur la recherche de modélisations précises.

En ce sens, l'introduction des méthodes NSCP et NSCC (points et contours non stéréo-correspondants) a permis un gain de précision majeur.

Néanmoins, le temps de reconstruction de ces méthodes (deux heures pour un rachis) restait trop contraignant pour une utilisation en routine clinique.

Ainsi, des méthodes de reconstruction semi-automatique, s'appuyant sur des modèles paramétrés et des techniques d'estimation ont été proposées.

Ces méthodes permettent d'obtenir une initialisation (modèle pré-personnalisé) rapide et proche de la solution recherchée, afin de réduire le temps de reconstruction et d'améliorer la convergence des algorithmes.

De plus, l'utilisation de techniques d'inférences s'appuyant sur des bases de données de l'objet à reconstruire permet de proposer une initialisation à partir d'un modèle statistique.

Néanmoins, ces méthodes présentent certaines limites.

La méthode de reconstruction du rachis reste relativement contraignante et nécessite la saisie systématique d'un nombre réduit de repères, pour toutes les vertèbres, portant le temps de reconstruction à 14 minutes pour le modèle pré-personnalisé et à 20 minutes pour la solution personnalisée.

Par ailleurs, la méthode de reconstruction s'appuyant sur un modèle global du rachis permet d'obtenir un modèle pré-personnalisé rapidement (5 minutes), mais non ajusté au niveau de la forme des vertèbres, ce qui est une limite majeure en termes d'applications cliniques à des cas pathologiques.

En parallèle, des méthodes utilisant du traitement d'image ont permis d'apporter des pistes intéressantes en termes de semi-automatisation, en proposant de remplacer certaines actions de l'opérateur par des techniques de recalage automatisées. En revanche, une initialisation proche de la solution recherchée apparaît comme une condition sine qua none à la convergence des algorithmes.

Cette question de l'initialisation des modèles reste une problématique majeure qui est encore plus complexe dans le cas de la reconstruction du rachis, où plusieurs objets « vertèbre » doivent être initialisés de manière précise, robuste et rapide.

Parmi les différentes approches rencontrées dans la littérature, une première famille de méthodes, basées sur la segmentation des radiographies, vise à faire converger les modèles vers les contours significatifs détectés dans les images.

Néanmoins, pour ces approches, l'étape de segmentation apparaît comme un point particulièrement délicat.

Notons qu'une initialisation des modèles proche de la solution recherchée pourrait aider à la segmentation en permettant de mieux cibler les structures potentiellement d'intérêt dans une zone de recherche restreinte.

Une deuxième famille de méthodes, utilisant des mesures de similarité entre les clichés réels et des radiographies simulées a été proposée afin de s'affranchir de la segmentation des radiographies.

Cependant, ces méthodes nécessitent d'être approfondies, notamment en ce qui concerne la création de modèles volumiques permettant de générer des radiographies simulées.

Ainsi, l'objectif de cette thèse est de progresser dans l'automatisation des méthodes de reconstruction 3D à partir de radiographies.

Les méthodes proposées seront appliquées au rachis thoracique et lombaire dans le contexte spécifique de la scoliose [38].

## CONCLUSION GENERALE :

L'objectif de cette mémoire est de progresser dans l'automatisation des méthodes de reconstruction 3D à partir de radiographies.

Les méthodes développées seront appliquées au rachis thoracique et lombaire, dans le contexte spécifique de l'étude de la scoliose.

Des méthodes de reconstruction s'appuyant sur une description paramétrée du rachis et sur des inférences statistiques longitudinales et transversales sont proposées et évaluées.

Cette mémoire a débuté par des rappels fondamentaux d'anatomie nécessaires à l'analyse de la colonne vertébrale anatomiques concernant l'anatomie du rachis sain, puis nous décrirons les différents repères d'analyse utilisés.

La présentation des différentes modalités d'imagerie permettant l'étude 3D de la morphologie du rachis a souligné les avantages et les limites du CT-scan et de l'IRM afin d'introduire l'intérêt de la radiographie.

Une revue de littérature a permis de présenter les différentes méthodes de reconstruction 3D à partir de radiographies.

Le travail de mémoire s'est alors articulé en six parties.

La première partie a permis de présenter les notions fondamentales d'anatomie nécessaires à l'analyse de la colonne vertébrale.

Pour poursuivre les méthodes de reconstruction 3D à partir de radiographies nous avons proposé dans la deuxième partie, une représentation sur les différents repères anatomiques du rachis.

Dans la troisième partie nous présentons le rachis scoliotique et leurs déformations.

La quatrième partie a permis de présenter les paramètres cliniques du rachis.

Dans la cinquième partie, une représentation sur le rachis thoracique.

La sixième et dernière partie a permis de présenter quelques méthodes de reconstruction 3D à partir de la radiographie.

## REFERENCE BIBLIOGRAPHIQUE :

- [1] **DR.FIDELE LIKIBI.**  
« Intégration osseuse du TiNi poreux pour une arthrode Intervertébrale ». Institut de génie biomédical Université de Montréal 2003.
- [2] **DR. THOMAS MOSNIER.**  
« Contribution à l'analyse biomécanique et à l'évaluation des implants Rachidiens ». École nationale supérieure d'arts et métiers spécialité biomécanique 2008.
- [3] **DR. LUDOVIC HUMBERT.**  
« Contribution a l'automatisation du traitement des radiographies du système ostéoarticulaire pour la modélisation géométrique et l'analyse clinique ». École Nationale Supérieure d'Arts et Métiers 2008.
- [4] **KAPANJI, IA.**  
« Physiologie articulaire ». Maloine. Paris, 1986.
- [5] **KAMINA, P.**  
« Anatomie clinique. Tome 2 »  
[Tête, cou, dos]. Ed 3. [Wong et al. 2004] Wong, K. W., Leong, J. C., Chan, M. K., And Lu, W. W., 2004. The flexion-extension profile of lumbar spine in 100 Healthy volunteers. Spine..
- [6] **DUBOUSSET, J.**  
« Three-dimensional analysis of the scoliosis deformity ». In Weinstein SL. The pediatric spine: principles and practice Raven Press.
- [7] **LARSON, S . MAIMAN, D.**  
« Surgery of the lumbar spineed ». New York 1999.
- [8] **DUBOUSSET, J., WICART, P., POMERO, V., BAROIS, A., ESTOURNET, B.**  
« Three-dimensional quantified reference for lord scoliosis and other spinal ». New York 1996.
- [9] **STOKES, I. A.**  
« 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 1994.
- [10] **PR GILBERT VERSIER.**  
« BIOMECANIQUE DU RACHIS ». Service de chirurgie orthopédique HIA Begin 94160 St-Mandé l'iconographie est notamment issue des ouvrages de Mr Netter et Kapandji 2008.
- [11] **DR.RAPHAËL DUMAS.**  
« Analyse biomécanique de la correction des scolioses par la technique du modelage in situ » 2002.

- [12] **LAVASTE F, SKALLI W, ROBIN S, ROY-CAMILLE R AND MAZEL C.**  
« Three dimensional geometrical and mechanical modeling of the lumbar spine ». *Journal of Biomechanics*, 1992: 25: 1153-64.
- [13] **SCHULTZ AB AND HIRSCH C.**  
« Mechanical analysis of Harrington rod correction of idiopathic scoliosis ». *Journal of Bone and Joint Surgery [Am]*, 1973: 55: 983.
- [14] **CHI, W. M., CHENG, C. W., YEH, W. C., CHUANG, S. C., CHANG, T. S.**  
« Vertebral axial rotation measurement method Compute Methods Programs Biomed ». 2006.
- [15] **BERTHONNAUD, E., DIMNET, J.**  
« Analysis of structural features of deformed spines in frontal and sagittal projections ». *Comput Med Imaging Graph* 2007.
- [16] **KHOURI, N.**  
« Scoliose idiopathique. Stratégie diagnostique, physiopathologie et analyse de la déformation ». *EMC-Rhumatologie Orthopédie* 2004.
- [17] **LEGAYE, J., DUVAL-BEAUPERE, G.**  
« Sagittal plane alignment of the spine and gravity: a radiological and clinical evaluation ». *Acta Orthop Belg* 2005.
- [18] **DE SMET, A. A., TARLTON, M. A., COOK, L. T., BERRIDGE, A. S.**  
« The top view for analysis of scoliosis progression ». *Radiology* 1983.
- [19] **AUBIN, C. E., LOBEAU, D., LABELLE, H., MAQUINGHEN-GODILLON, A**  
« Planes of Maximum Deformity in the Scoliotic Spine ». In: Stokes, I. A. (Ed.) *Research into Spinal Deformities 2*. IOS Press, Amsterdam 1999.
- [20] **SKALLI, W., LAVASTE, F., DESCRIMES, J. L.**  
« Quantification of three-dimensional vertebral rotations in scoliosis ». *Spine* 1995.
- [21] **PATIAS, P., GRIVAS, T. B., KASPIRIS, A., AGGOURIS, C., DRAKOUTOS, E.**  
« A review of the trunk surface metrics used as Scoliosis and other deformities evaluation indices ». *Scoliosis* 2010.
- [22] **BERRYMAN, F., PYNSENT, P., FAIRBANK, J., DISNEY, S.**  
« A new system for measuring three- dimensional back shape in scoliosis ». *Eur Spine* 2008.
- [23] **DR FULLEDA, C.**  
« Traumatismes du Thorax ». *CCA Service des urgences hôpital Lariboisière APHP*.
- [24] **BADIE RAPHAELLE.**  
« Anatomie cours 13 et 14 ». 2004 PCEM2.

- [25] **AHMED MELLAL.**  
« Application pratique de l'anatomie humaine ».  
Tome 1 - Viscères du tronc.
- [26] **GRENIER SEBASTIEN.**  
« Reconstruction 3d personnalisée de la cage thoracique pour l'amélioration de la simulation de l'effet de la correction du rachis sur l'apparence externe du tronc ».  
Université de Montréal décembre 2011.
- [27] **LA CAGE THORACIQUE HUMAINE.**  
« Anatomie de Gray du corps humain ».  
20ème éd 1918.
- [28] **DANSEREAU, J. AND STOKES, I. A.**  
« Measurements of the three-dimensional shape of the rib cage ».  
1988.
- [29] **GAUVIN, C., DANSEREAU, J., PETIT, Y., DE GUISE, J. A. AND LABELLE, H.**  
« Customized 3D radiographic reconstruction of the human pelvis ».  
Ann Chir 1998.
- [30] **TROCHU, F.**  
« A contouring program based on dual kriging interpolation ».  
Engineering with Computer 1993.
- [31] **PEARCY, M. J.**  
« Stereo radiography of lumbar spine motion ».  
Acta Orthop Scand Suppl l'imagerie médicale, collection 1985.
- [32] **VERON, S.**  
« Modélisation géométrique et mécanique tridimensionnelle par éléments finis du rachis cervical supérieur ».  
ENSAM, Paris, France 1997.
- [33] **LAPORTE, S.**  
« Reconstruction 3D du squelette humain pour la biomécanique par radiographie biplane à dose minimale d'irradiation ».  
ENSAM, Paris, France 2002.
- [34] **LE BRAS, A.**  
« Exploration des potentialités du système EOS pour la caractérisation mécanique des structures osseuses: application à l'extrémité supérieure du fémur ».  
ENSAM, Paris, France 2004.
- [35] **MITTON, D., DESCHENES, S., LAPORTE, S., GODBOUT, B., BERTRAND, S.**  
« 3D reconstruction of the pelvis from bi-planar radiography ».  
Computer Methods Biomech Biomed Engin.
- [36] **POMERO, V., MITTON, D., LAPORTE, S., DE GUISE, J. A. AND SKALLI, W.**  
« Fast accurate stereoradiographic 3D-reconstruction of the spine using a combined geometric and statistic model ».  
Clin Biomech (Bristol, Avon) 2004.

- [37] **DUMAS, R., BLANCHARD, B., CARLIER, R., DE LOUBRESSE, C.**  
 « A semi-automated method using interpolation and optimisation for the 3D reconstruction of the spine from bi-planar radiography ».  
 Med Biol Eng Comput 2008.
- [38] **BAUDOIN, A.**  
 « Analyse en pré et post opératoire de l'articulation de la hanche à l'aide de reconstructions 3D issues de radiographies biplanaires basse dose ».  
 ENSAM, Paris, France 2007.
- [39] **GILLE, O., CHAMPAIN, N., BENCHIKH-EL-FEGOUN, A., VITAL, J. M.**  
 « Reliability of 3D reconstruction of the spine of mild scoliotic patients ».  
 Spine 2007.
- [40] **MAINTZ, J. B. AND VIERGEVER, M. A.**  
 « A survey of medical image registration ».  
 Med Image Anal 1998.
- [41] **COOTES, T. F., TAYLOR, C. J., COOPER, D. H. AND GRAHAM, J.**  
 « Active Shape Models - Their Training and Application ».  
 Computer Vision and Image understanding 1995.
- [42] **FLEUTE, M.**  
 « Shape Reconstruction for Computer Assisted Surgery based on Non-Rigid Registration of Statistical Models with Intra-Operative Point Data and X-ray Images ».  
 University Joseph Fourier, Grenoble, France 2001.
- [43] **BENAMEUR, S., MIGNOTTE, M., PARENT, S., LABELLE, H.**  
 « 3D/2D registration and segmentation of scoliotic vertebrae using statistical models ».  
 Computer Med Imaging Graph 2003.
- [44] **SADOWSKY, O., CHINTALAPANI, G. AND TAYLOR, R. H.**  
 « Deformable 2D-3D registration of the pelvis with a limited field of view, using shape statistics » 2007.
- [45] **PENNEY, G. P., PENNEY, G. P., WEESE, J., LITTLE, J. A.**  
 « A comparison of similarity measures for use in 2-D-3-D medical image registration A comparison of similarity measures for use in 2-D-3-D medical image registration » 1998.
- [46] **BIRKFELLNER, W., SEEMANN, R., FIGL, M., HUMMEL, J., EDE, C.**  
 « Fast DRR generation for 2D/3D registration ».  
 Med Image Computer Assist 2005.

## **RESUME :**

La structure du rachis est complexe. C'est une chaîne ostéo-articulaire avec un grand nombre de degrés de liberté. D'un point de vue biomécanique, l'analyse morphologique des déformations rachidiennes ainsi que les caractéristiques mécaniques des tissus osseux et des tissus mous composants le rachis, elles nous permettent de situer mécaniquement les différents tissus de la colonne les uns par rapport aux autres. Bien que les valeurs des amplitudes des principaux mouvements.

La biomécanique rachidienne apporte sa contribution objective à la quantification des paramètres mécaniques du rachis à l'évaluation des mobilités rachidiennes et à la conception des matériels d'ostéosynthèse.

## **SUMMARY :**

The structure of the rachis is complex. They is chains osteo-articular with a great number of degree of freedom. From a point of view biomechanics, the morphological analysis of the rachidian deformations as well as the mechanical characteristics of bone tissues and component soft fabrics the rachis, they enable us mechanically to locate various fabrics of the column the ones compared to the others.

Although values of the amplitudes of the principal movements.

Rachidian biomechanics contributes its objective share to the quantification of the mechanical parameters of the rachis to the evaluation of rachidian nobilities and the design of the materials of osteosynthesis

## **ملخص :**

هيكل العمود الفقري معقد جدا وهو عبارة عن سلسلة من المفاصل ، مع عدد كبير من درجات الحرية من وجهة نظر الميكانيك الحية ، والتحليل الصرفي للتشوهات في العمود الفقري. من الخصائص الميكانيكية للعظام ومكونات الأنسجة اللينة في العمود الفقري ، فإنها تسمح لنا باستبدالها بالأعضاء الميكانيكية في العمود الفقري بالنسبة لبعضها البعض . الميكانيك الحية تساهم في تقدير الهدف من المعالم الميكانيكية للعمود الفقري و تقييم درجات الحرية له , وتدرس مواد التصميم لتثبيت الأعضاء الميكانيكية على العظام.