

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

UNIVERSITÉ DE BATNA

FACULTÉ DES SCIENCE DE L'INGÉNIEUR
DEPARTEMENT DE MECANIQUE

MEMOIRE PRESENTE POUR L'OBTENTION DU DEPLOME DE
MAGISTERE

EN

MECANIQUE
OPTION:SCIENCE DES MATERIAUX

PAR

YOUCEF NABIL

BIOMECHANIQUE DES ARTICULATIONS
INTERVERTEBRALES

Soutenue le:

Devant le jury:

D_R Brioua Mourad	Président	Université de Batna
D_R Mazouz Hammoudi	Rapporteur	Université de Batna
D_R Zedira Hama	Examineur	Centre Universitaire de Khanchela
D_R Zidani Kamel	Examineur	Université de Batna

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'etudes et surtout pendant la realisation de ce mémoire.

*Je remercie le docteur **Mazouz hamoudi**, rapporteur du 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 tiens à remercier le docteur **Labaal elhadi**" Université de **Le Mans** france", que pour son soutien.*

Mes remerciements s'adressent aux membres du jury qui ont bien voulu accepter de juger mon travail, et tout particulièrement aux trois examinateurs, les docteurs

***Brioua mourad**, president, **Zedira hamma** examinateur et **Zidani kamel**, examinateur.*

Merci à tous les chercheurs, les membres de l'Institut du génie mécanique (science et génie des matérieux /Université de batna).

Que ma famille et ma femme, mes proches trouvent ici toute mon affection, mon amitié, et ma profonde reconnaissance pour m'avoir soutenu jusqu'ici. À ma fille Maria, qui est née également durant cette période

Enfin, je remercie mes proches pour leur soutien inconditionnel. A mes parents, je vous remercie du fond du coeur 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.

YUCEFNABIL

SOMMAIRE

Introduction générale.....	
----------------------------	--

CHAPITRE 1: ANATOMIE ET PHYSIOLOGIE DU RACHIS

1.ANATOMIE ET PHYSIOLOGIE GÉNÉRALE.....	6
1.1. INTRODUCTION.....	6
1. 2. ANATOMIE DESCRIPTIVE DU RACHIS LOMBAIRE	7
1.2.1 Les plans de référence.....	7
1.2.2 Le corps vertébral	8
1.2.3 La Colonne vertébrale	9
1.2.4 Le Rachis lombo-sacré.....	10
1.3. LES ARTECULATIONS INTERVERTEBRALES.....	13
1.3.1 Le disque intervertébral.....	13
1.3.2 Les articulations zygapophysiales	13
1.3.3 Les ligaments périphériques	14
1.3.4 Le rachis (ou colonne vertébrale)	15
1. 4. ANATOMIE FONCTIONNELLE DU RACHIS	17
1.4 .1 Les repères anatomiques	17
1.4.2 Le rachis scoliotique.....	18
1.4 .3 Les déformations scoliotiques.....	18
1.4.4 Mobilité du rachis lombaire et dorsal.....	19
1.4.5 Examen du rachis de profil	22
1.4.6 Examen du rachis de face et de dos	23
1.5. MODELISATION DU RACHIS.....	23
1.5.1. Approche détaillée.....	23
1.5.2.Aproche globale.....	24
Conclusion.....	27

CHAPITRE 2: Caractéristiques mécaniques des matériaux constituant l'articulation intervertébrale et la Cinématique articulaire

1. CARACTÉRISTIQUES DES MATÉRIAUX CONSTITUANT LA COLONNE	28
2. CARACTÉRISTIQUES DES MATÉRIAUX CONSTITUANT L'ARTICULATION INTERVERTEBRALE	31
2.1 Tissu cortical	31
2-2 Tissu spongieux	31
2-3 Tissu discal	32
2-4 Tissu ligamentaire	33
3. Cinématique articulaire	35
3.1 Degré de liberté et mobilité intervertébrale	36
3-2 Obtention des amplitudes de mobilité	37
3-3 Mobilité intervertébrale et segmentaire	37
3.3.1 Amplitudes des mobilités intervertébrales lombaires et lombo-sacrés	37
3-3-2 Amplitudes des mobilités intervertébrales thoraciques et thoraco-lombaires	41
3-3-3 Amplitudes des mobilités intervertébrales cervicales	42
CONCLUSION	45

CHAPITRE 3: Analyse descriptive et comparative des paramètres biomécaniques et leurs évaluations

1. INTRODUCTION	46
2. Quel doit être la rigidité de ce matériel	46
2.1 Matériaux et méthodes	48
2.2 Discussion	51
3. Comment fixer le matériel sur le rachis	52
3.1 Les implants d'ostéosynthèse rachidienne et leur évolution	52
3.1.1 Introduction	52
3.1.2 Les systèmes d'ostéosynthèse	52
3.2 Evaluation des implants rachidiens	55
3.2.1 Les différents types d'évaluation	55
3.2.2 Evaluation <i>in vivo</i>	56
3.2.2.1. L'évaluation quantitative <i>in vivo</i> par imagerie médicale	56
3.2.2.2 Les expérimentations <i>in vivo</i>	58
3.2.3. Evaluation expérimentale <i>in vitro</i>	59
4. Dispositif expérimental et système de mesure	61
4.1. Exploitation des résultats	62

5. Matériaux des prothèses cimentées	63
5.1 - Biocompatibilité et biocompétence	63
5.2 - Matériaux constitutifs des implants prothétiques	64
5.2.1 - Les alliages métalliques	64
5.2.2 - Le polyéthylène	65
5.2.3 - Porosité et fissures	66
5.3. Propriétés mécaniques	68
5.4. Effets de l'environnement <i>in vivo</i> sur le ciment acrylique	68
Conclusion	69

CHAPITRE 4: Synthèse Anatomiques A partir des Etudes Bibliographique

1.RACHIS LOMBAIRE	70
1.1Description	70
2. Biomécanique du rachis lombaire	70
3. Cinématique lombaire	70
4.Cinématique	71
5.Mobilités articulaires du rachis lombaire	72
5.1.Physiologie du mouvement	73
5.2. Les amplitudes de mouvement	74
5.3. Amplitudes de mobilités intervertébrales lombaires et lombo-sacrées	76
5.3.1 Mobilité du rachis lombaire	76
5.4. Les efforts supportés par le rachis lombaire	77
5.5. Les efforts appliqués au rachis dorso-lombaire	79
6. DYNAMIQUE	81
6.1. Flexion-Extension	81
7. Analyse des charges	82
7.1. Compression de L4/L5	83
7.2 .Charnière lombo sacrée	84
7.2.1 Statique	85
7.2.2 Dynamique	85
Conclusion	8

6

Conclusion générale	87
LEXIQUE	88
REFERENCE BIBLIOGRAPHIQUE	91

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 lésion 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 certaines région articulaires: charnière cervico-occi-pitale (entre la tête et le cou),charnière lombo-sacrée (entre la 5 ^e vertèbre lombaire et le sacrum)...
Cisaillement(conainte de)	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
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 épinière	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
Orthopédie	Etymologiquement, correction des déformation 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
Resection	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	Déviation latérale 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 multicorps dans le langage des mécaniciens. Dans ce texte nous aborderons successivement deux aspects principaux du système multicorps qu'est le rachis. Tout d'abord les caractéristiques mécaniques des constituants de la colonne vertébrale ensuite la cinématique rachidienne. 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. Comment fixer le matériel sur le rachis ? Quel doit être la rigidité de ce matériel ? Quelles doivent être les formes et dimensions de ce matériel ? sont les principales questions auxquelles la biomécanique tente d'apporter certains éléments de réponse. 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

CHAPITRE I

ANATOMIE ET PHYSIOLOGIE DU RACHIS

1. ANATOMIE ET PHYSIOLOGIE GÉNÉRALE

1.1 INTRODUCTION

Pour faciliter la compréhension du corps de these 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 (Figures 1.1, 1.2) 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 présacrée (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

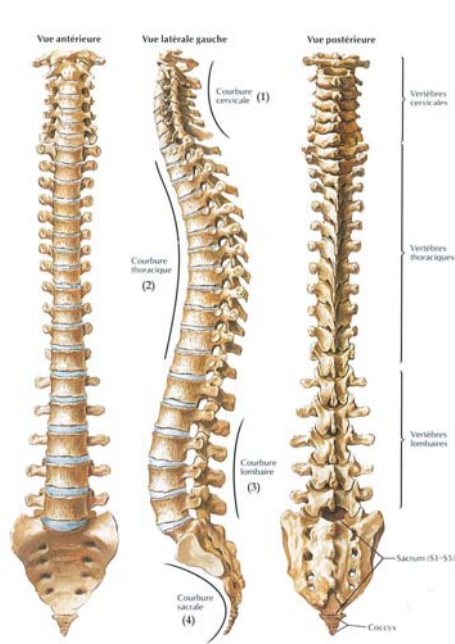


Figure 1. 1. La colonne vertébrale (rachis)
Humaine vue de face, de profil et de dos [22]

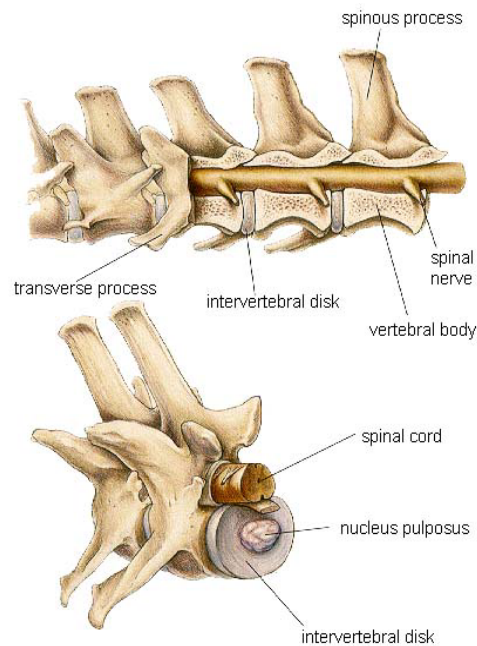


Figure 1. 2. Représentation schématique des
différentes structures anatomiques composant le rachis

1. 2 ANATOMIE DESCRIPTIVE DU RACHIS LOMBAIRE

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 ostéo-ligamentaire [2].

1.2.1 Les plans de référence

L'étude du corps humain se fait en fonction des plans fondamentaux de l'espace (Figure 1.3):

Les plans sagittaux: ce sont des plans verticaux orientés dans le sens antéro-postérieur. Le plan sagittal médian passe par l'axe du corps et le partage en deux côtés droit et gauche.

Les plans frontaux: ce sont des plans verticaux perpendiculaires aux précédents. Le plan coronal est le plan frontal passant par l'axe du corps, il définit les faces ventrale et dorsale du corps.

Les plans horizontaux : ils sont perpendiculaires aux deux autres et coupent transversalement le corps.

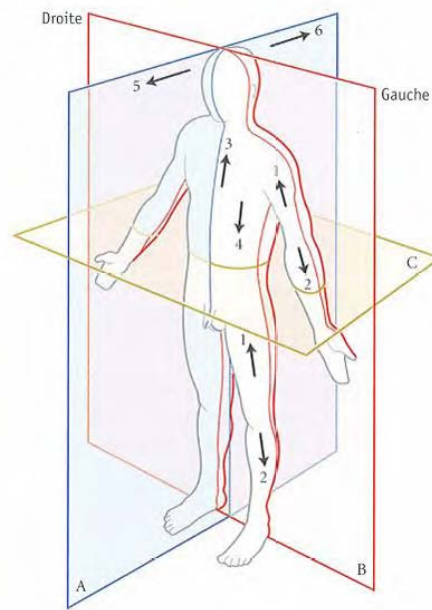


Figure 1.3: Plans de reference [16].

A - Plan sagittal

B - Plan frontal

C - Plan horizontal

1.2.2 Le corps vertébral (figures 1.1 et 1.2)

Une vertèbre comprend un corps derrière lequel se forme un arc osseux disposé en demi-lune duquel se détachent les processus ou apophyses articulaires.

Le corps vertébral supporte le poids et donne de la solidité. Il est principalement constitué d'os spongieux contenant de la moelle osseuse. Le tissu compact qui forme le pourtour des faces supérieure et inférieure du corps vertébral est plus épais et forme un anneau ou bourrelet. Le corps vertébral est en général criblé de trous vasculaires de dimensions variées.

La moelle épinière passe par le trou vertébral délimité par l'arc vertébral et le corps vertébral. Les apophyses transverses se projettent latéralement à partir de l'arc vertébral alors que l'apophyse épineuse, en position médiane, part de la surface 5 postérieure. Les apophyses transverses et épineuses servent de points d'attache pour les muscles et les ligaments. La portion de l'arc vertébral entre le corps et l'apophyse transverse se nomme pédicule, et la portion entre l'apophyse transverse et l'apophyse épineuse, la lame. Une paires d'apophyses articulaires supérieures se projette vers le haut, de chaque côté de l'arc vertébral et une paire d'apophyses articulaires inférieures se projette vers le bas, à partir du même endroit. Les apophyses articulaires ont une surface lisse et sont en contact avec l'apophyse de la vertèbre du dessus et celle de la

vertèbre du dessous, ce qui augmente la stabilité de la colonne vertébrale. Les trous intervertébraux, situés entre les pédicules des vertèbres adjacentes, permettent le passage des nerfs rachidiens [1, 3].

1.2.3 La Colonne vertébrale

La colonne vertébrale, ou rachis, est constituée d'une colonne mobile de 24 vertèbres libres et d'une colonne fixée formée de vertèbres soudées: le sacrum et le coccyx. Elle est le mât de fixation de nombreux muscles indispensables à la posture et à la locomotion et assure la protection de la moelle spinale située dans le canal vertébral. Elle supporte la tête et transmet le poids du corps jusqu'aux articulations de la hanche. D'une longueur d'environ 70 cm chez l'homme (60 cm chez la femme), sa diminution peut atteindre 2 cm en station debout

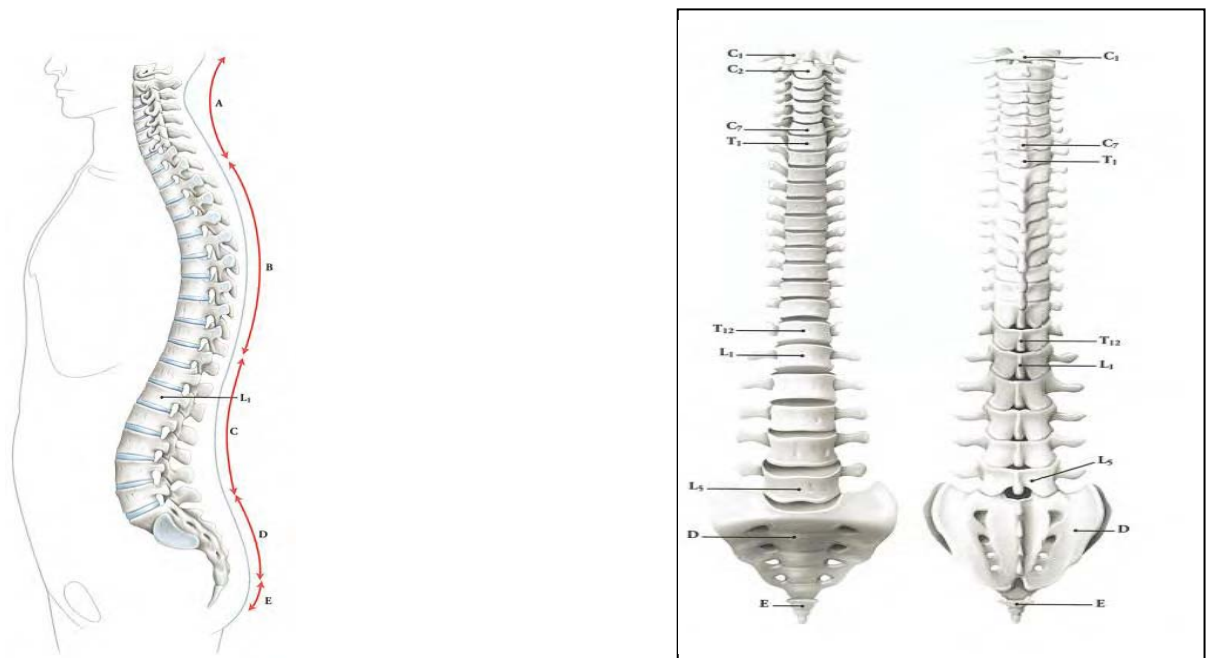


Figure 1.4 : La colonne vertébrale [16].

- A - Vertèbres cervicales**
- B - Vertèbres thoraciques**
- C - Vertèbres lombaires**
- D – Sacrum**
- E – Coccyx**

La colonne vertébrale se divise en cinq parties (Figure 1.4) :

- le rachis cervical constitué de 7 vertèbres.

- le rachis dorsal (ou thoracique) constitué de 12 vertèbres.
- le rachis lombal (ou lombaire) constitué de 5 vertèbres.
- le rachis sacré (rachis sacral ou sacrum).
- le rachis coccygien (ou coccyx).

La colonne vertébrale est courbée dans le plan sagittal. Elle présente deux courbures primaires (concaves en avant), aussi appelées cyphoses, au niveau des rachis thoracique et sacré, ainsi que deux courbures secondaires (concaves en arrière) appelées lordoses au niveau des rachis cervical et lombaire [2].

1.2.4 Le Rachis lombo-sacré

1.2.4.1 Les Vertèbres lombaires

A l'exception de l'atlas et de l'axis (qui appartiennent au rachis cervical), toutes les vertèbres sont constituées d'un *corps vertébral* et de l'*arc postérieur* (Figure 1.5).

Le corps vertébral est rempli d'os spongieux et est limité par de l'os cortical plus solide. Il constitue la partie la plus massive de la vertèbre, de forme cylindrique moins haute que large, il est ventral et son épaisseur croît caudalement. Ses faces supérieures et inférieures, les plateaux vertébraux, sont légèrement excavées.

L'arc postérieur, dorsal et fragile, est constitué d'os cortical épais.

Il comprend *deux pédicules* courts qui se fixent à la partie supérieure de l'arête postérolatérale du corps, *deux lames verticales* qui prolongent les pédicules formant le foramen vertébral, *un processus épineux* saillant en arrière, *deux processus transverses* saillant latéralement ainsi que *quatre processus articulaires* (deux supérieurs et deux inférieurs) s'articulant avec leurs homonymes adjacents et situés à la jonction des pédicules et des lames [2].

On peut repérer, par l'inspection et par la palpation, de nombreux éléments anatomiques.

Il est aisé de repérer à la partie postérieure, des éléments comme le relief des crêtes iliaques postérieures, avec l'épine iliaque postérieure, le sacrum qui se termine en bas par le coccyx.

La palpation des apophyses épineuses et des espaces inter épineux, recherche une douleur qui peut être localisée très précisément à un espace.

Il faut palper toutes les apophyses épineuses. Elles sont bien alignées. L'espace L4-L5 se projette, en général, à la hauteur de la crête iliaque [3].

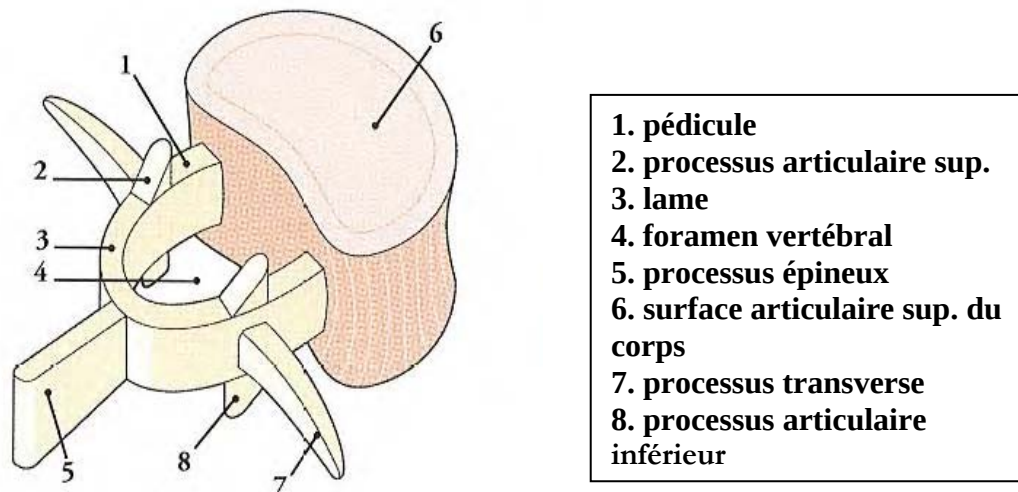
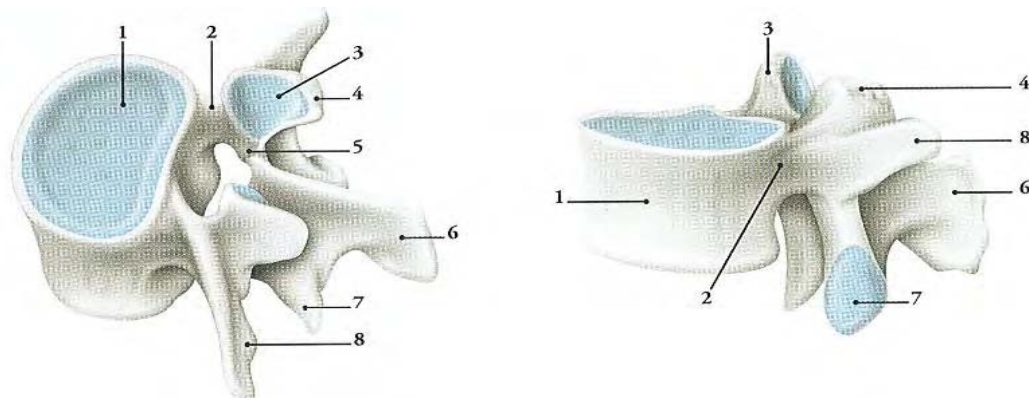


Figure 1.5: Vertèbre type schématique [16].

La **Figure 1.6** représente une vertèbre lombaire avec tous les éléments décrits ci-dessus:



La Figure 1.6 : Vertèbre lombaire [16].

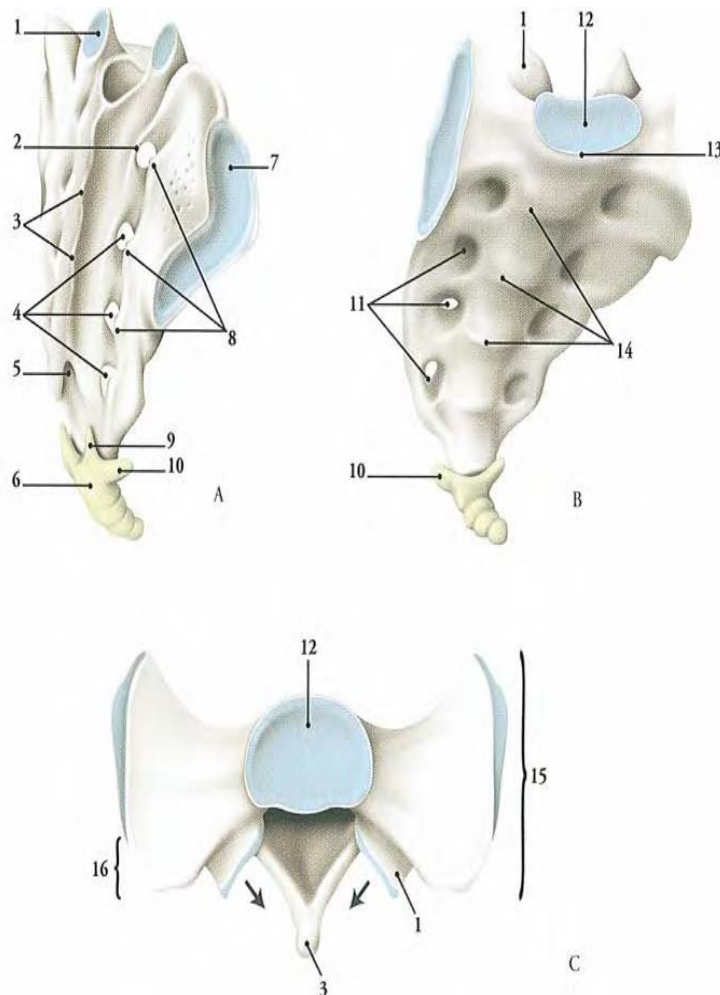
1.2.4.2. Le rachis lombaire

Il se compose de 5 vertèbres lombales (lombaires), dénommées par la lettre L (de L1 à L5). Il fait suite au rachis dorsal (thoracique) et précède le rachis sacré.

1.2.4.3 Le rachis sacré ou sacrum

Il se compose de 5 vertèbres (S1 à S5) soudées à l'âge adulte, qui ne forment plus qu'un seul bloc osseux appelé sacrum. Il fait suite au rachis lombaire et précède le rachis coccygien. Il forme la partie postérieure du pelvis et assure ainsi la solidité de

son architecture. De forme pyramidale à base supérieure, il est dans son ensemble incurvé en avant, et présente une face dorsale, une face pelvienne, une base, deux faces latérales et un apex. La surface articulaire supérieure de la première vertèbre sacrée S1 forme la tête du sacrum, qui s'articule avec la dernière vertèbre lombaire L5



La Figure 1.7 : Sacrum et coccyx [16].

Sur les bords du sacrum, dans la partie supérieure, on retrouve une surface articulaire avec l'os iliaque (repère 7 sur La Figure 1.7), c'est la face articulaire auriculaire (car elle a une forme d'oreille).

Elle est tournée vers l'arrière et est en rapport avec son homologue de l'os iliaque pour former l'articulation sacro-iliaque. Cette articulation ne permet que très peu de mouvements et transmet le poids du corps aux articulations de la hanche quand la personne se tient debout.

A l'extrémité proximale (inférieure) du sacrum, on retrouve l'articulation sacro-coccygienne, qui l'articule avec le coccyx. C'est une articulation cartilagineuse ne permettant quasiment aucun mouvement.

1.2.4.4 Le rachis coccygien ou coccyx

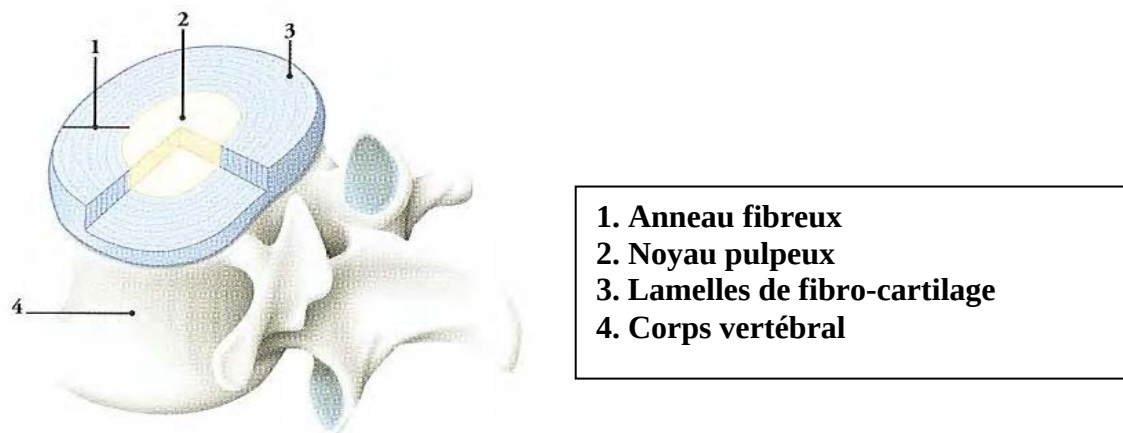
Il se compose de 4 ou 5 vertèbres coccygiennes soudées entre elles. Contrairement aux autres, elles ne sont pas dénommées par une lettre. Il fait suite au sacrum et constitue la fin du rachis humain. Le coccyx est un vestige osseux. Il correspond à la queue des mammifères en possédant une. Il est déjeté en avant. Il ne présente pas grand intérêt en anatomie, ni en médecine en général, si ce n'est qu'il est souvent la cause de douleurs lors d'un choc violent sur le postérieur.

1. 3. Les articulations intervertébrales

1.3.1 Le disque intervertébral

Il représente 25% de la hauteur totale du rachis mobile. Son épaisseur diminue légèrement de la colonne cervicale jusqu'à la cinquième ou sixième vertèbre thoracique, puis augmente graduellement pour 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].



La Figure 1.8 : Disque intervertébral [16].

1.3.2 Les articulations zygapophysiales

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.

1.3.3 Les ligaments périphériques [2].

Le ligament longitudinal antérieur (repère 11 sur la Figure 1. 10) 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 (repère 2 sur la Figure 1. 9) 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. Etroit au niveau des corps vertébraux, il s'élargit pour se fixer sur les disques intervertébraux et sur la partie adjacente des corps.

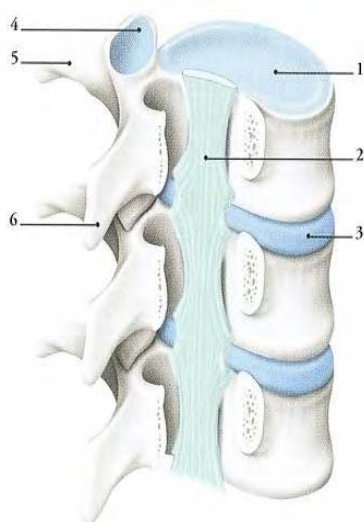


Figure 1. 9 : Ligament longitudinal postérieur [16].

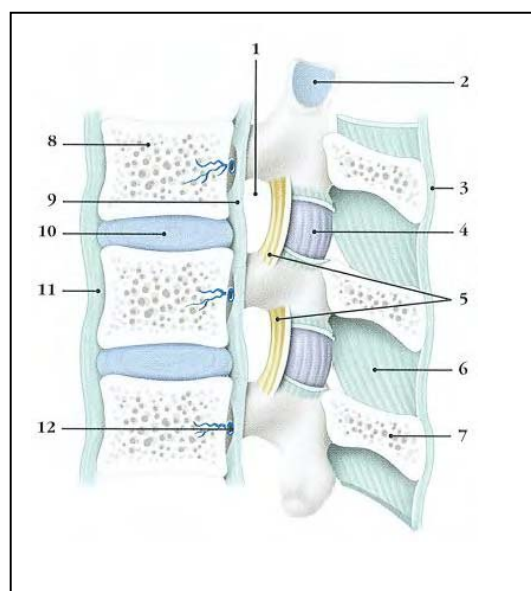


Figure 1. 10 : Articulations Intervertébrales [16].

➤ Les ligaments de l'arc postérieur (Figure 1. 10)

-Le ligament jaune (repère 5) 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* (repère 3) 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 interépineux (repère 6) 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.

1.3.4 Le rachis (ou colonne vertébrale) [4].

Le rachis

Le rachis (ou colonne vertébrale) est une structure ostéoarticulaire 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 1.11): 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.

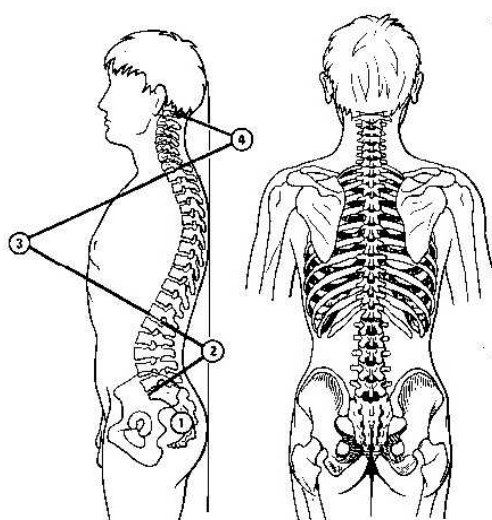


Figure 1.11 : Posture rachidienne [17].

1.3.4.1 Les vertèbres

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 1.12). 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.

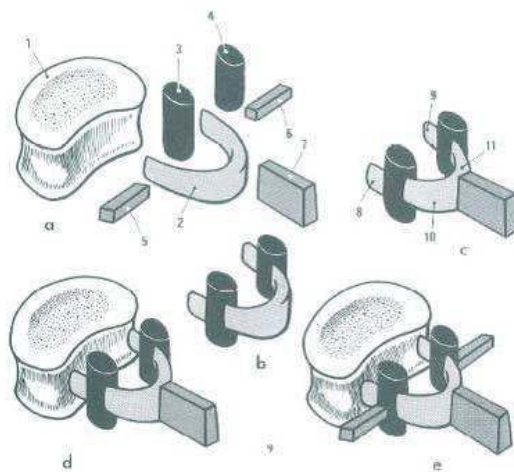


Figure 1.12 : Structure d'une vertèbre [17]

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.

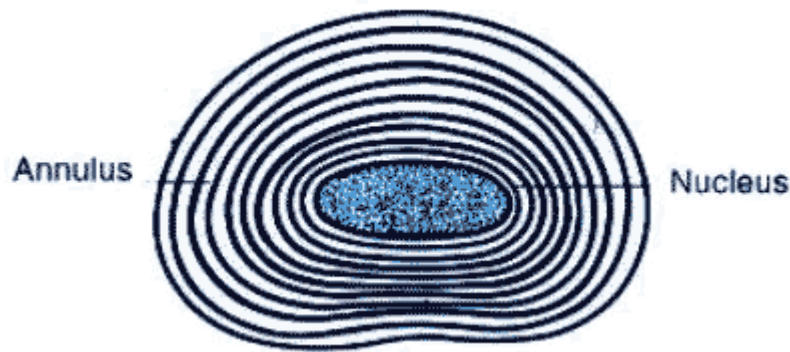
Chaque vertèbre est formée d'un corps et d'un arc postérieur, qui s'implante sur le corps par deux pédicules. L'arc postérieur comprend les lames (qui délimitent le canal avec les pédicules) et les lames sont hérissées d'apophyses (les apophyses articulaires, les apophyses transverses et l'apophyse épineuse). 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 2 apophyses articulaires en arrière. C'est le "segment mobile" de JUNGHANS.

Le disque [3]

L'annulus fibreux présente une structure lamellaire complexe et élastique, très résistante qui entoure le nucleus pulposus, situé plus au centre du disque. Les traumatismes répétés de la vie quotidienne, ainsi que certains traumatismes plus violents, peuvent provoquer des déchirures minimes dans l'annulus. A ce moment, de violentes douleurs peuvent se manifester, c'est le lumbago aigu.



Le nucleus peut brutalement faire issue à travers l'une de ces fissures de l'annulus et provoquer une saillie postéro latérale, c'est la hernie discale.

Rachis lombaire : anatomie de surface, palpation

On peut repérer, par l'inspection et par la palpation, de nombreux éléments anatomiques.

Il est aisé de à la partie postérieure, des éléments comme le relief des crêtes iliaques postérieures, avec l'épine iliaque postérieure, le sacrum qui se termine en bas par le coccyx.

La palpation des apophyses épineuses et des espaces inter épineux, recherche une douleur qui peut être localisée très précisément à un espace.

Il faut palper toutes les apophyses épineuses. Elles sont bien alignées. L'espace L4-L5 se projette, en général, à la hauteur de la crête iliaque.

Les apophyses épineuses sont décalées, en cas de spondylolisthésis. Les font défaut, dans le spinabifida.

Les muscles para-vertébraux peuvent être très saillants lorsqu'ils sont le siège d'une contracture douloureuse. On peut palper l'ischion et le grand trochanter qui délimite la gouttière ischio -trochantérienne où passe le nerf sciatique. On peut rechercher dans la gouttière, la douleur à la pression de nerf à sa sortie de l'échancrure sciatique.

En avant, il ne faut pas négliger l'examen des muscles abdominaux. Ils constituent la sangle abdominale indispensable pour le bon équilibre du rachis lombaire (il est souvent utile de renforcer cette sangle, par la rééducation, dans la pathologie du rachis lombaire quand on souhaite corriger une lordose exclusive).

Lorsque les muscles abdominaux sont détendus, on peut palper chez les sujets pas trop gros le relief des corps vertébraux. L'aorte est bien perçue. La bifurcation se projette en regard de L3-L4

1.4 ANATOMIE FONCTIONNELLE DU RACHIS.

1.4 .1 Les repères anatomiques [4]

Stokes et la SRS (Scoliosis Research Society) (Stokes 1994) ont défini des repères anatomiques dédiés à l'analyse des déformations rachidiennes (Figure 1.13).

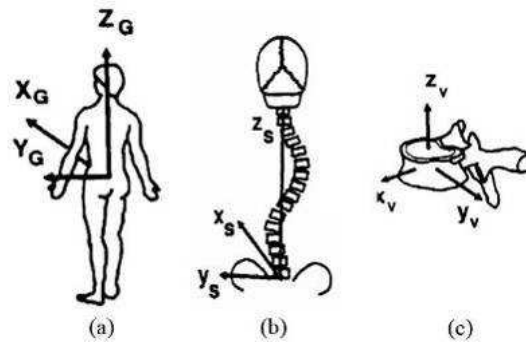


Figure 1.13: Repères d'analyse des déformations du rachis[18].

- a) Repère global qui s'appuie sur la ligne de gravité et l'orientation du bassin
- b) Repère spinal basé sur le bassin et la vertèbre C7
- c) Repère local qui traduit la position et l'orientation d'une vertèbre

1.4 .2 Le rachis scoliotique

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 [4] .

1.4 .3 Les déformations 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 (Figure 1.13) 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 jonctionnelle supérieure et une zone jonctionnelle inférieure (Figure 1.14). 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.

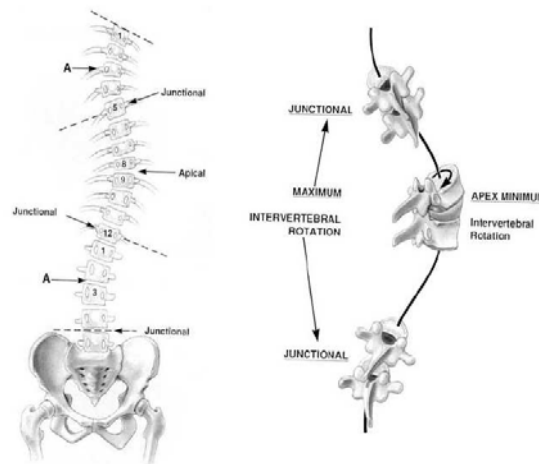


Figure 1.14 : Vertèbres stratégiques de la scoliose [19].

1.4.4 Mobilité du rachis lombaire et dorsal [5]

MOUVEMENTS

Ce segment mobile est aussi le segment moteur

- Qui autorise le mouvement
- Qui le limite par
 - * orientation des articulaires
 - * tension ligamentaire

A- les axes

- 1- axe antéro-postérieur dans le plan sagittal définit la flexion-extension
- 2- axe transversal dans le plan frontal définit le mouvement d'inclinaison latérale droite et gauche
- 3- axe vertical (axe rachidien): rotation axiale Il existe d'autres mouvements:
 - glissement d'avant en arrière
 - glissement transversal
 - compression (rapprochement)
 - distraction (éloignement)



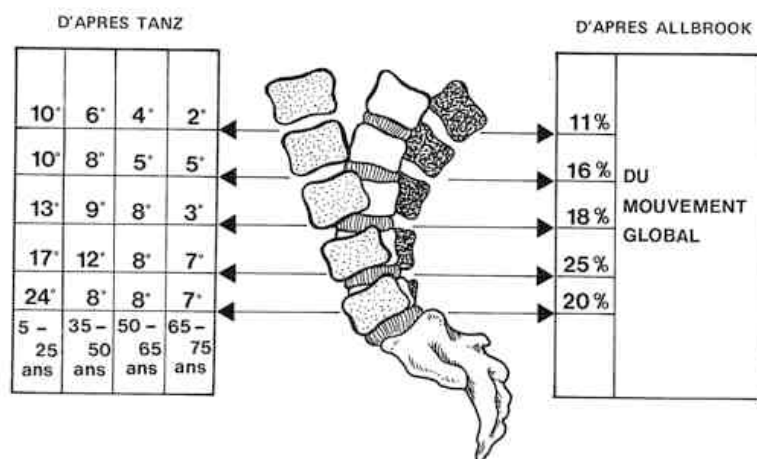
B- les mobilités segmentaires

1- flexion – extension La flexion fait intervenir:

- * un pincement discal en avant
 - * un baillement 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

L'extension fait intervenir:

- * un pincement discal en arrière
 - * un baillement discal en avant (20-25% en +)
 - * guidé par les apophyses articulaires
 - * limitée par ligament commun antérieur
- et par le contact des apophyses épineuses [5].

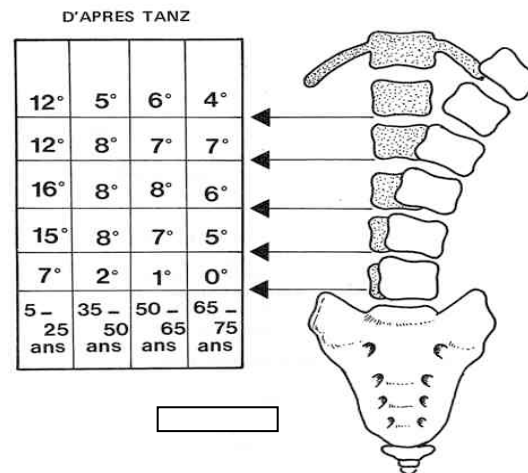


B- Les mobilités segmentaires

2- Inflexion latérale fait intervenir:

- * UN pincement discal du côté de l'inflexion
- * UN baillement 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) [5] .



3- rotation axiale

- sollicitation des fibres discales obliques
- guidée par apophyses articulaires
- en thoracique:

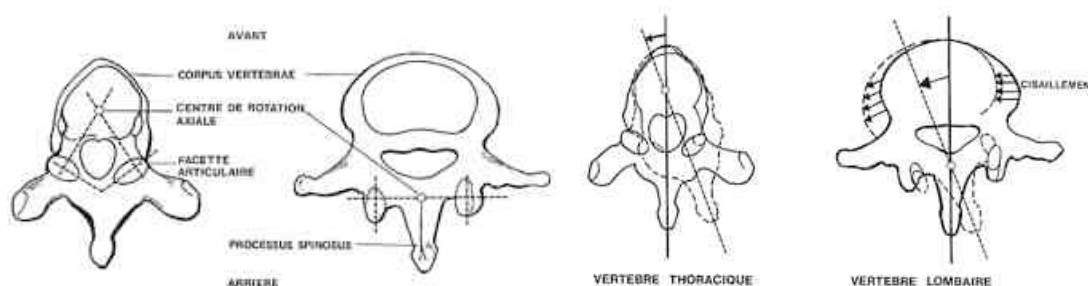
le Centre Rotation perpendiculaire aux facettes articulaires est au centre du disque donc contraintes en torsion réparties

- en lombaire:

le Centre Rotation est postérieur (articulation sagittale) d'où contraintes en torsion et cisaillement car bras de levier+++ dégénérescence des disques lombaires

3- rotation axiale

- valeur globale de 102° du sacrum à T1
- 74° de T1 à T12
- 36° du sacrum à L1 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



FLEXION-EXTENSION

Elle se consomme surtout dans la colonne lombaire, au niveau de laquelle on peut obtenir globalement 90^0 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.

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.

ROTATIONS : les amplitudes globales de rotation du rachis dorsal et lombaire sont faibles : 40^0 .

	FLEXION	EXTENSION	INFLEXION LATÉRALE	ROTATION AXIALE
COLONNE LOMBAIRE	45^0	$35-45^0$	20^0	$10-15^0$
COLONNE THORACIQUE	30^0	40^0	30^0	30^0

1.4.5 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 50^0 environ. On peut voir des hyperlordoses 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 spondylarthrite 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.

1.4.6 Examen du rachis de face et de dos

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 inter fessier est vertical et les plis fessiers sont au même niveau.

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 équilibrer (C).

1.5. Modélisation du rachis [6]

1.5.1 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 (*Shirazi-Adl et coll., 1984*), segments L4-L5 et L3-L5 (*Goel et coll., 1988*).

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 (*Shirazi-Adl et Parnianpour, 1993*).

L'équipe du *Laboratoire de biomécanique* a investigué, depuis 1988, une approche différente. *Lavaste et coll. (1992)* 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 1-15), 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 (*Skalli et coll., 1993 ; Goel et Gilbertson, 1995*) mais ne sont pas compatibles avec la simulation du comportement de l'ensemble du rachis pendant la correction chirurgicale [6].

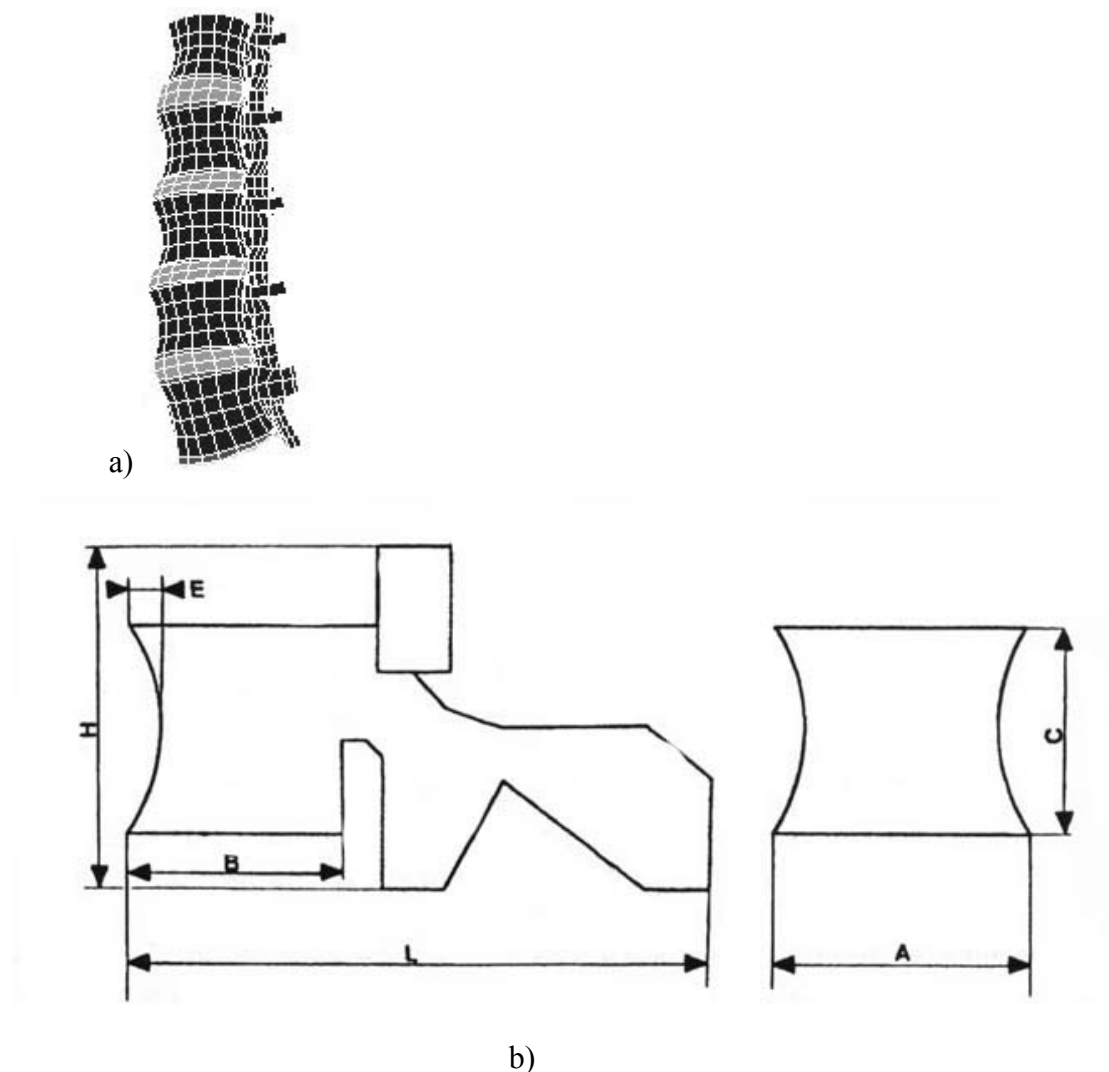


Figure 1-15 : Modèle détaillé (d'après Lavaste et coll., 1992) [20]

a) Modèle du rachis lombaire

b) Paramètres radiologiques permettant la construction du modèle

1.5.2 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 1-16 a) comportant des corps rigides, pour les vertèbres, associés à des poutres déformables, pour les disques et les ligaments (*Belytschko et coll., 1973*). La géométrie est tirée de mesures sur pièces cadavériques.

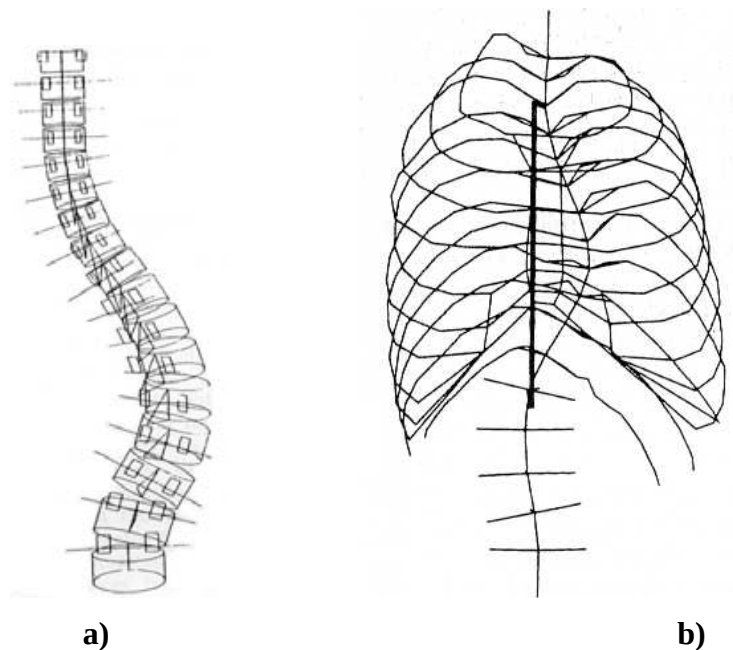
Par la suite, la cage thoracique (*Andriacchi et coll., 1976*) et les muscles (*Wynarsky et Schultz, 1991*) sont ajoutés à ce modèle. Dans un modèle du même type, les tissus mous sont également pris en compte (*Lee et coll., 1995*).

Stokes et Laible, (1990) proposent une autre modélisation avec des éléments à deux nœuds construits du centre du corps vertébral à un autre, ces points étant obtenus par une méthode stéréoradiographique et les propriétés mécaniques correspondant à la littérature (*Panjabi et coll.*, 1976).

La cage thoracique est également reconstruite par stéréoradiographie et modélisée, conduisant à un modèle spécifique pour chaque patient (Figure 1-16 b).

Tout en conservant ce même aspect global et personnalisé (par méthodes stéréoradiographiques), 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 modélisées par des poutres (Figure 1-16 c). *Descrimes et coll.* (1995) ont ensuite proposé d'ajouter à ce type de modèle les éléments postérieurs de manière plus fine (Figure 1-16 d) : apophyses et ligaments transverses et épineux ainsi que les facettes articulaires. *Leborgne* (1998) a enfin proposé d'ajouter le bassin (Figure 1-16 e) et de personnaliser à la fois géométriquement et mécaniquement le modèle du rachis.



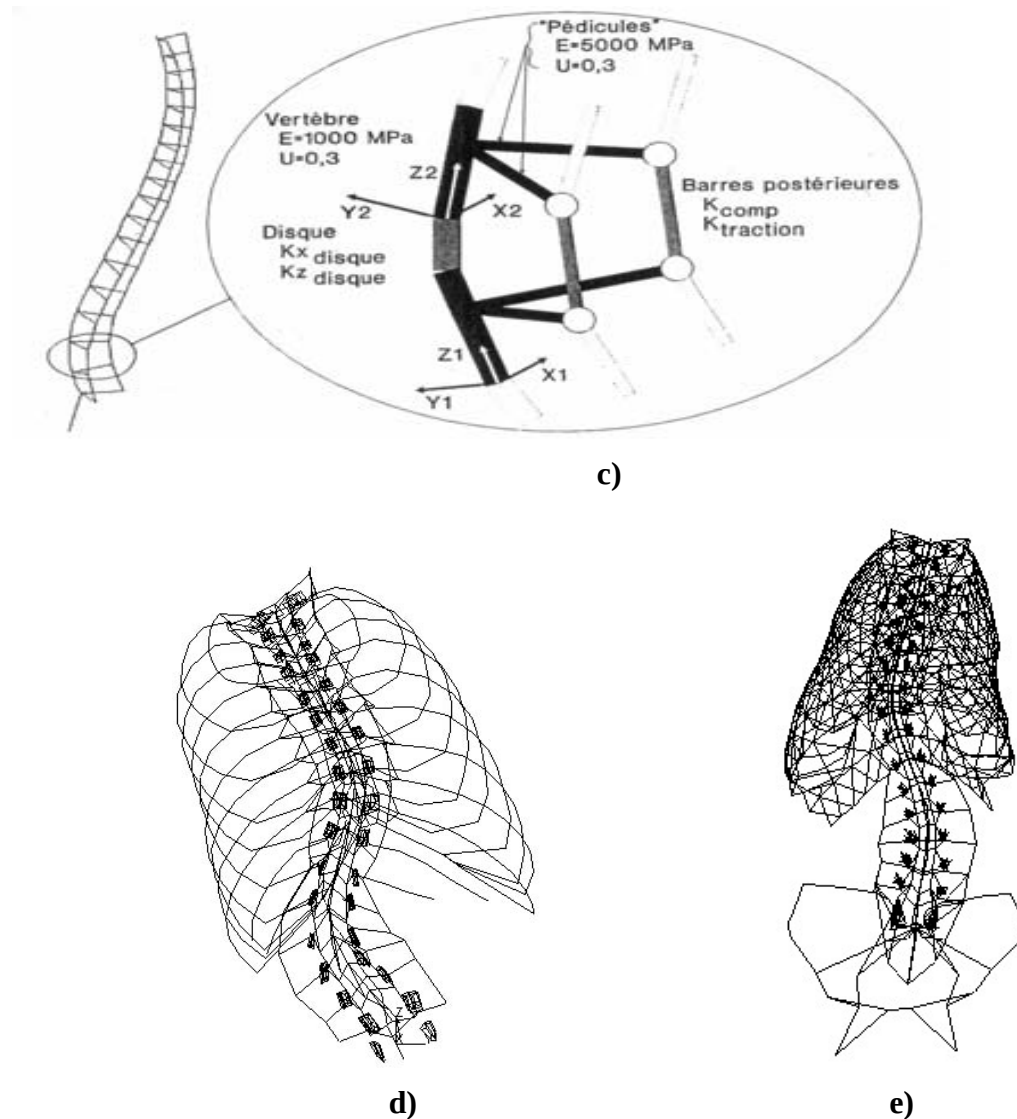


Figure 1-16 : Modèles globaux du rachis [21].

- a) d'après *Schultz et Hirsch, 1973*
- b) d'après *Stokes et Gardner-Morse, 1993*
- c) d'après *Portier et coll., 1993*
- d) d'après *Descrimes et coll., 1995*
- e) d'après *Leborgne et coll., 1999*

Ces modèles globaux permettent la simulation du comportement de l'ensemble du rachis pendant sa correction par manipulations manuelles (*Lee et coll., 1994*), par corsets (*Adriacchi et coll., 1976 ; Wynarsky et Schultz, 1990 ; Gignac et coll., 2000*) et par techniques chirurgicales (*Schultz et Hirsch, 1973 ; Ghista et coll., 1988 ; Stokes et Gardner-Morse, 1993 ; Gardner-Morse et Stokes, 1994 ; Poulin et coll., 1998 ; Leborgne et coll., 1999 ; Verniest et coll., 2002*). 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.

Conclusion

Cette première partie a permis de rappeler les notions fondamentales d'anatomie descriptive de la colonne vertébrale. L'analyse des déformations rachidiennes dues à la scoliose .

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 cunéiformisation des vertèbres. D'où l'importance d'étudier le rachis et la mobilité du rachis.

CHAPITRE II

Caractéristiques mécaniques des matériaux constituant l'articulation intervertébrale et la Cinématique articulaire

1. CARACTÉRISTIQUES DES MATÉRIAUX CONSTITUANT LA COLONNE

Sur le plan mécanique les matériaux sont caractérisés intrinsèquement par leur loi de comportement c'est-à-dire la relation contrainte-déformation. Ces lois de comportement ou encore ces relations entre contraintes et déformations pour un matériau sont traduites par des courbes représentant l'évolution des déformations en fonction des contraintes mécaniques exercées sur le matériau. Fréquemment il s'agit de courbes obtenues expérimentalement à l'aide d'un essai de traction ou de compression. L'analyse de ces courbes permet de définir la nature du comportement (linéaire non linéaire élastique...) le module d'élasticité et le coefficient de Poisson s'il y a lieu la limite d'élasticité en contrainte s'il y a lieu et la contrainte de rupture. Nous allons rappeler les principaux résultats concernant les différents tissus constituant le rachis. Dans certaines situations il n'est pas possible expérimentalement d'accéder aux courbes contraintes-déformations on se contente alors des courbes effort-déplacement ces courbes dépendent de la nature du matériau mais aussi de la géométrie de l'échantillon. L'analyse de ces courbes effort-déplacement permet de définir la nature du comportement la rigidité la limite d'élasticité en effort la force de rupture mais ces résultats dépendent de la géométrie de l'échantillon ; ainsi pour un matériau donné plus l'aire de la section S de l'échantillon sera importante plus la force de rupture en traction sera élevée plus le rapport de S à la longueur l de l'échantillon sera élevé plus la rigidité en traction sera élevée. [7]

Comportement et propriétés mécaniques

Contraintes-déformations

En utilisant un échantillon de matériau de géométrie simple cylindre ou parallépipède rectangle il est possible à l'aide d'un essai de traction ou de compression de caractériser le comportement sous charge du matériau à l'aide de la courbe contrainte-déformation. Cette courbe est obtenue en reportant en ordonnée les valeurs de la contrainte normale exercée sur l'échantillon et en abscisse la valeur de la déformation relative de l'échantillon. La contrainte normale est obtenue en rapportant l'effort de traction ou de compression F appliqué sur l'échantillon à l'aire S de la section droite de l'échantillon. La contrainte normale est généralement notée s avec $s = F/S$ elle s'exprime en newton par mètre carré ou pascal pour des raisons pratiques on utilise plutôt le newton par mm² (N/mm²) ou méga-pascal (MPa). La déformation relative est obtenue en rapportant l'allongement ou la compression de l'échantillon à la longueur initiale l_0 de l'échantillon. La déformation relative est généralement notée ε avec $\varepsilon = \Delta l/l_0$ ou $(l - l_0)/l_0$ il s'agit d'un terme sans dimension.

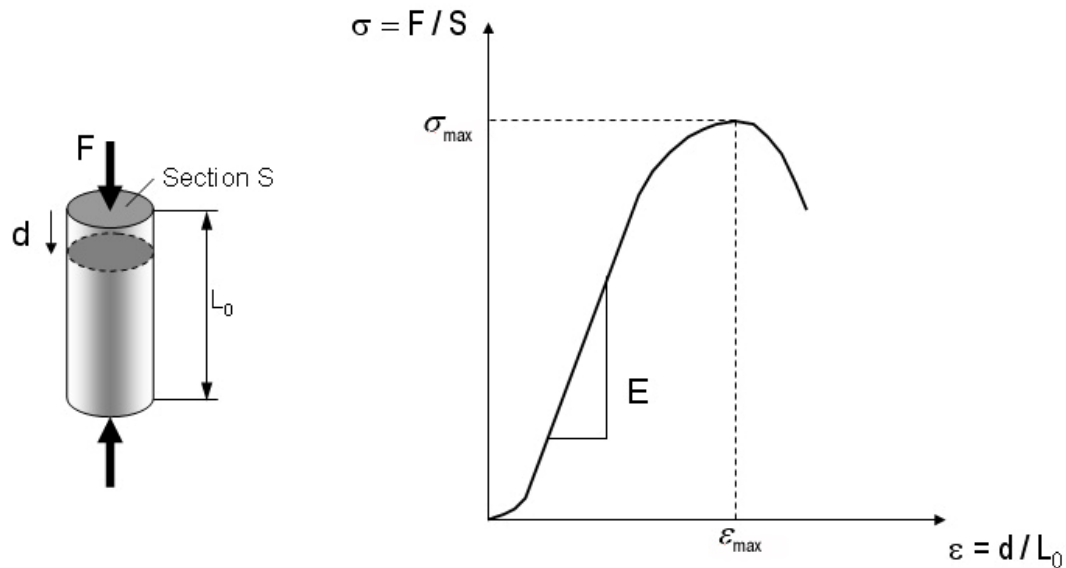


Figure 8. Essai de compression uniaxiale quasistatique sur un cylindre de section S et de longueur initiale L_0 [13].

L'élasticité du matériau est représentée par le module d'Young E . Sa résistance est représentée par la contrainte à la rupture $\sigma_{\max}$. Sa capacité à se comprimer est représentée par la déformation à la rupture $\epsilon_{\max}$.

Nature du comportement détermination de σ_e σ_r E

Pour la plupart des matériaux la courbe contrainte-déformation fait apparaître deux zones principales :

- une première zone présentant la propriété de réversibilité avec retour au zéro suivant le même chemin que le trajet aller lorsqu'on ramène la charge à zéro. Cette zone est appelée zone élastique. Pour certains matériaux cette zone est représentée par une droite passant par l'origine on dit alors que le comportement est élastique linéaire pour d'autres matériaux cette zone est représentée par une courbe on dit alors que le comportement est élastique non linéaire. La contrainte atteinte en fin de zone élastique est appelée contrainte limite d'élasticité et la déformation correspondante déformation limite élastique. Cette contrainte est notée σ_e elle caractérise la capacité du matériau à revenir à son état initial lorsque la sollicitation est supprimée ;
- une deuxième zone non réversible présentant une déformation résiduelle lorsqu'on supprime l'effort conduisant à la rupture si l'on poursuit le chargement. La contrainte obtenue lors de la rupture est appelée contrainte limite à la rupture et est notée σ_r . L'écart entre σ_e et σ_r dépend de la nature du matériau. L'étendue de la déformation entre σ_e et σ_r dépend également de la nature du matériau. Lorsque cette étendue de déformation est faible le matériau est qualifié de fragile ; lorsque cette étendue de déformation est importante le matériau est qualifié de ductile. Lorsqu'on ne dispose que de la courbe force-déplacement les résultats sont exprimés en force

et allongement. Ainsi on obtient la force à la rupture F_R et l'allongement à la rupture Δl_R .

Module d'élasticité

Lorsque le matériau présente un comportement linéaire élastique il est possible de déterminer la rigidité intrinsèque du matériau en établissant le rapport s/e existant entre contrainte et déformation. Ce rapport est noté E et est appelé module d'élasticité. Ce rapport caractérise la rigidité du matériau il correspond à la pente de la droite représentative du comportement linéaire. La déformation e étant sans dimension ce rapport est exprimé en newton par mètre carré ou en newton par millimètre carré. Pour l'acier par exemple E est voisin de $200\,000\text{ N/mm}^2$ alors que pour le tissu osseux cortical E est de l'ordre de $15\,000\text{ N/mm}^2$. Lorsque le matériau ne présente pas de zone linéaire élastique on introduit le module d'élasticité tangent déterminé pour une valeur de σ . A cet effet on établit le rapport entre la variation de contrainte $\Delta\sigma$ et la variation correspondante de déformation $\Delta\varepsilon$. Ce terme correspond à la pente de la tangente à la courbe de comportement pour la valeur σ . Lorsqu'on ne dispose que de la courbe force-déplacement si le comportement est linéaire on introduit la rigidité de l'échantillon en calculant le rapport $F/\Delta l$ existant entre force et allongement ce rapport est noté K et est exprimé en newton par mm (N/mm). Si le comportement est non linéaire on introduit alors la rigidité tangente pour une valeur de F donnée.

Coefficient de Poisson

Lorsqu'on exerce un effort de traction ou de compression sur un échantillon il se produit simultanément une déformation longitudinale ε_L et une déformation transversale ε_T de l'échantillon. Ainsi l'allongement sous traction est accompagné d'une rétraction transversale le raccourcissement sous compression est accompagné d'un accroissement transversal. Le rapport entre ε_T et ε_L est appelé coefficient de Poisson et est noté ν $\nu = \varepsilon_T/\varepsilon_L$. Pour les matériaux courants les valeurs de ν varient entre 0,2 et 0,45 elles constituent l'une des caractéristiques mécaniques du matériau.

Fluage-relaxation

Pour certains matériaux l'analyse du comportement doit prendre en compte le paramètre temps. Ainsi lorsqu'on maintient sur un échantillon une force constante durant un temps pouvant aller de quelques minutes à plusieurs heures on peut observer une évolution asymptotique de l'allongement de l'échantillon on dit alors qu'il y a fluage du matériau. De même lorsqu'on maintient constant l'allongement d'un échantillon durant plusieurs minutes on peut observer une évolution asymptotique de l'effort permettant de maintenir cette déformation on dit alors qu'il y a relaxation. Le fluage et la relaxation sont très souvent liés aux propriétés de viscosité des matériaux le fluage et la relaxation dépendent de la nature du matériau et du niveau de sollicitation ou d'allongement. Lorsqu'il y a retour à l'état initial après suppression de la sollicitation le matériau est qualifié de viscoélastique dans le cas contraire il est qualifié de viscoplastique. Pour ces matériaux les courbes de comportement sont dépendantes de la vitesse de déformation ou de la vitesse de mise en charge imposée par la machine d'essais. [7]

2. Caractéristiques mécaniques des matériaux constituant l'articulation intervertébrale

L'articulation intervertébrale est composée de tissus rigides : les tissus osseux constituant les vertèbres (corps vertébraux, pédicules, massifs articulaires, apophyse transverse, lames et apophyse épineuse); de tissus mous : les tissus ligamentaires et le discale.

Les propriétés mécaniques des tissus osseux et des tissus mous obtenues expérimentalement dépendent de nombreux paramètres. Elles varient non seulement avec l'emplacement et le type de tissu, avec le protocole expérimental utilisé, mais aussi avec les sujets sur lesquels les échantillons ont été prélevés (âge, sexe, état pathologique...). Il est très important de noter qu'il s'agit là d'une différence majeure avec les matériaux plus couramment étudiés tels que les matériaux métalliques. Plusieurs auteurs ont analysé l'influence de ces différents paramètres. [8]

2.1 Tissu cortical

L'organisation structurale du tissu cortical avec l'orientation longitudinale des ostéons confère à ce tissu des propriétés mécaniques différentes selon les directions, cependant l'os compact peut être considéré comme transversalement isotrope.

Pour obtenir les caractéristiques mécaniques du tissu cortical les expérimentations font appel soit à des essais mécaniques (compression, traction, torsion...) soit à des méthodes ultrasonores non destructives. Les principaux résultats présentés dans la littérature spécialisée varient très sensiblement d'un auteur à l'autre. Le tableau T 2.1 donne un exemple de ces résultats.

	Goel (synthèse)	Yoon	Yamada	Reilly
E longitudinal (N/mm ²)	12000	27400		17000
V	0,3	0,3		
$\bar{\sigma}_r$ compression (N/mm ²)			162	205
$\bar{\sigma}_r$ traction (N/mm ²)			152	135

Tableau 2-1: caractéristiques mécaniques du tissu cortical [8].

2-2 Tissu spongieux

L'obtention des propriétés mécaniques de l'os trabéculaire est plus complexe en raison de la structure de ce tissu, formé d'alvéoles contenant de la moelle. L'os spongieux est un matériau qui peut être qualifié de non homogène, anisotrope et viscoélastique. Le tableau T2-2 présente quelques caractéristiques mécaniques de l'os trabéculaire vertébral obtenus lors d'une compression axiale. Il est à noter que ces valeurs sont beaucoup plus faibles que celles obtenues pour l'os spongieux fémoral ou tibial qui évoluent entre 200 N/mm² et 700 N/mm² selon les auteurs.

Certains auteurs ont préposé des relations entre le module d'élasticité et la densité apparente des échantillons. Généralement ces auteurs présentent des relations en puissance.

	GOLDSTEIN	WHITE et PANJABI	GOEL	HANSSON	ESCANDE
E (N/mm ²)	1,1-428	22-55	68-88	23	80
v			0,14-0,2		
$\bar{\sigma}_r$ compression (N/mm ²)	0,06-15	1,5-4,5	1,5-2	1,5	

Tableau 2-2: caractéristiques mécaniques du tissu trabéculaire du corps vertébral [8].

2-3 Tissu discal

La structure de l'annulus constituée de fibres et d'une matrice confère à ce matériau un comportement anisotropie; Brown puis Galante ont mis en évidence l'hétérogénéité et l'anisotropie du tissu discal en réalisant des essais de traction sur des éprouvettes prélevées dans l'annulus dans différentes directions et à différents niveaux. Ainsi Galante a fait apparaître l'hétérogénéité du tissu discal en prélevant des éprouvettes horizontales de traction de la zone périphérique antérieure et postérieure à la zone centrale, il a observé une plus grande rigidité en zone périphérique qu'en zone centrale. De même il a prélevé des éprouvettes suivant des angles d'inclinaison variable par rapport à l'horizontale. La rigidité des éprouvettes est maximale pour un angle de 15° par rapport au plan du disque, elle est plus faible dans l'axe du disque. La contrainte à la rupture est maximale dans la direction des fibres, elle est trois fois supérieure à la contrainte à la rupture des échantillons prélevés parallèlement au plan du disque. Wu pour sa part a mis en évidence la non linéarité du comportement du tissu discal en réalisant des essais de traction sur des éprouvettes prélevées parallèlement au plan frontal et transverse il a pu obtenir ainsi le module d'élasticité tangent à l'origine. Le tableau T2-3 présente les résultats obtenus par ces auteurs.

	BROWN (axiale)	GALANTE (horizontale)	GALANTE (sens fibre)	WU
E (N/mm ²)				3,7
$\bar{\sigma}_r$ (N/mm ²)	1,4	3,5±0,3	10,7±0,9	

Tableau2-3: caractéristique mécaniques du tissu discal [8].

Des études de comportement ont été réalisées sur le disque entier, elles permettent de déterminer les rigidités de ce dernier en compression, traction et cisaillement et de donner les forces de rupture. Les tableaux T2-4 et T2-5 présentent les résultats obtenus par plusieurs auteurs concernant le disque lombaire et dorsal et le disque cervical. Les résultats de Markolf montrent que le disque lombaire et dorsal est plus souple en traction qu'en compression que la force de rupture en cisaillement est beaucoup plus faible que la force de rupture en compression.

Les résultats de Moroney montrent que les rigidités discales sont beaucoup plus faibles pour les disques cervicaux et lombaires.

rigidité K AUTEURS	K compression (N/mm)	K traction (N/mm)	K cisaillement (N/mm)	F _R compression (N)	F _R cisaillement (N)
NACHEMSON BROWN FARFAN VANNEULLE	700-2500			1000-5300	
MARKOLF	1800	1000	260	1800	150

Tableau 2-4: rigidité et force de rupture du disque intervertébral et lombaire et dorsal [8]

rigidité K	K compression (N/mm)	K cisaillement antérieur (N/mm)	K cisaillement postérieur (N/mm)	K cisaillement latéral (N/mm)
MORONEY	492 (472)	62 (63)	50(36)	73 (62)

Tableau 2-5: Rigidité des disques cervicaux. [8]

Les valeurs entre parenthèses correspondent à l'écart type.

2-4 Tissu ligamentaire

La géométrie et la structure des ligament rendent très difficile l'établissement des courbes contrainte limite à la rupture σ_r , par contre il est en général plus aisé et plus fiable d'accéder aux courbes forces –déplacement permettant d'obtenir la rigidité "k" et la force de rupture "F_r". les courbes de comportement force –déplacement obtenues lors d'un essai de traction de ligament sont semblables entre elles (fig. 2-1). Elles présentent :-une première zone quasi élastique OAB comportant elles même deux zones :une zone OA non linéaire à faible rigidité, une zone AB linéaire – une deuxième zone BC non élastique non linéaire présentant un assouplissement avant rupture en C.

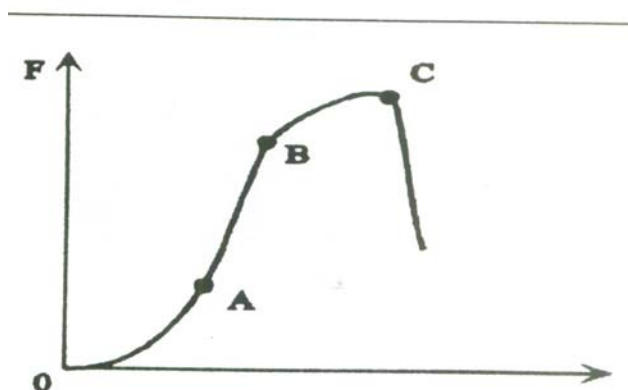


Fig2-1 : courbe force – déplacement typique pour un ligament OAB zone à comportement élastique : OA zone "d'adaptation" à faible rigidité ; AB zone linéaire non élastique. [8]

CHAPITRE II

Caractéristiques mécaniques des matériaux constituant l'articulation intervertébrale et la Cinématique articulaire

L'étendue respectivement de chacune de ces zones dépend de la nature du ligament. Certains auteurs donnent les caractéristiques mécaniques des ligaments aux points A, B et C. Nous nous limiterons ici à rapporter les résultats obtenus à la rupture, ainsi que les résultats relatifs à la rigidité lorsque ces derniers sont connus. Les tableaux T2-6, T2-7, T2-8 qui suivent présentent successivement les résultats obtenus par plusieurs auteurs, pour les ligaments du rachis cervical supérieur, pour les ligaments de l'ensemble du rachis cervical et pour les ligaments du rachis thoracique et lombaire. Il faut noter que la fiabilité des résultats présentés est variable. Ces tableaux nous donnent les grandes tendances pour les forces à la rupture pour l'ensemble des ligaments et les grandes tendances pour les rigidités des ligaments du rachis thoracique et lombaire.

	C ₀ -C ₁		C1-C2			C1-C2			
	Me m.A tl. Occ .Ant .	Mem.At l. Occ.Pos t.	L.L. A	L. T	L.C .	L.Occ. Odontoid ie n	L.Alair e	L.cruc i. vertica l	Mem. tectorial e
F _R (N)	233	83	281	11 3	157	214	357	436	76
Δ l _R (mm)	19	18	12	9	11, 5	11,5	14	25	12

Tableau 2-6: caractérisation mécanique des ligaments du rachis cervical supérieur [8].

	L.L.A	L.L.P.	L.C.	L.J.	L.I.E.
F _R (N)	(1) 140 (2) 113 (3) 120	(1) 185 (2) 90	(2) 205	(2) 93 (3) 180	(2) 32
σ _R (N/mm ²)	(1) 11	(1) 20			
Δl _R (mm)	(1) 2,5 (2) 7,5 (3) 7,5	(1) 205 (2) 6	(2) 9	(2) 7.5 (3) 7,5	(2) 7
K(N/mm)	(3) 36			(3) 22	

Tableau 2-7: Caractéristiques mécaniques des ligaments de l'ensemble du rachis cervical inférieur [8].

L.L.A.: ligament latéral antérieur, L.L.P. : ligament latéral postérieur, L.C. ; ligament capsulaire, L.J. : ligament jaune, L.I.E. : ligament inter –épineux.

CHAPITRE II

Caractéristiques mécaniques des matériaux constituant l'articulation intervertébrale et la Cinématique articulaire

	L.L.A	L.L.P.	L.C.	L.J.	L.I.E	L.S.E	L.I.T.
F_R (N)	(2) 330 (3) 438	(2) 180 (3) 324	(6) 722(158)	(3) 414	(4) 204 (6) 235(6 4)	(3) 204 (6) 218(66)	(3) 95
$\bar{\sigma}_R$ (N/m m^2)	(2) 22 (3) 11 (7)9.1±0.6	(2) 17 (3) 21 (7)7.2±4.2	(7)13.2±1.1	(1)2-10 (3)15	(3)9	(3)9	(3)51
Δl_R (mm)	(3)5	(3)4		(3)3		(3)4.3	(3)1.5
K(N/ mm)	(4)420 (7)329±209	(7)100±55	(6)260(43) (7)317±79	(1)133 (4)272 (7)242± 36	(4)12 4 (6)12 9(29) (7)12 1±26	(4)75 (6)106(3 8) (7)159±6 9	
E (N/m m^2)	(3)30-60	(3)30-60		(3)26- 77			

Tableau2-8 : Caractéristiques mécaniques des ligaments du rachis thoracique et lombaire[8].

Les valeurs entre parenthèses après les résultats correspondent aux écarts types. L.L.A. : ligament latéral antérieur, L.L.P. : ligament latéral postérieur, L.C. : ligament capsulaire, L.J. : ligament jaune, L.I.E. : ligament inter-épineux, L.S.E.: ligament sur-épineux, L.I.T. : ligament intertransversaire.

3. Cinématique articulaire

L'étude expérimentale de la cinématique articulaire permet de caractériser les mouvements relatifs entre deux segments corporels adjacents lors d'une situation naturelle : marche sur sol horizontal, montée d'un escalier... qu'il s'agisse de l'articulation coxo fémorale, fémoro patellaire, fémoro tibiale. ou de l'articulation intervertébrale. La cinématique articulaire est dépendante de la stratégie de commande musculaire, de la forme des surfaces articulaires de la forme des surfaces articulaire de la forme des butées articulaires, du comportement mécanique des ligaments et des zones d'insertion ligamentaires. Pour l'articulation intervertébrale il faut ajouter l'influence du disque intervertébral.

La colonne vertébrale étant assimilée à un mécanisme polyarticulé constitué d'éléments quasiment rigides (les vertèbres) et d'éléments très déformables (les disques et l'appareil ligamentaire) le tout actionné par des muscles, l'étude du mouvement de la colonne sera ramenée à l'étude du mouvement des vertèbres. Pour étudier le mouvement du rachis il est donc nécessaire de faire appel à des repères liés à chacune des vertèbres ou repères anatomiques locaux. Le repère local sera constitué par une origine O confondue avec le point milieu de la droite joignant les centroïdes

O^2 et O^1 des plateaux vertébraux supérieurs et inférieurs. Par un axe Oz confondu avec la droite O^1O^2 , par un axe Ox postéro antérieur perpendiculaire à Oz et enfin par un axe Oy latéral perpendiculaire à Ox et Oy (fig3-1). L'axe Ox sera appelé axe d'inflexion latérale, ou axe d'inclinaison frontale, l'axe Oy axe de flexion extension ou axe d'inclinaison sagittale, l'axe Oz axe de rotation axiale. [8] [7] -

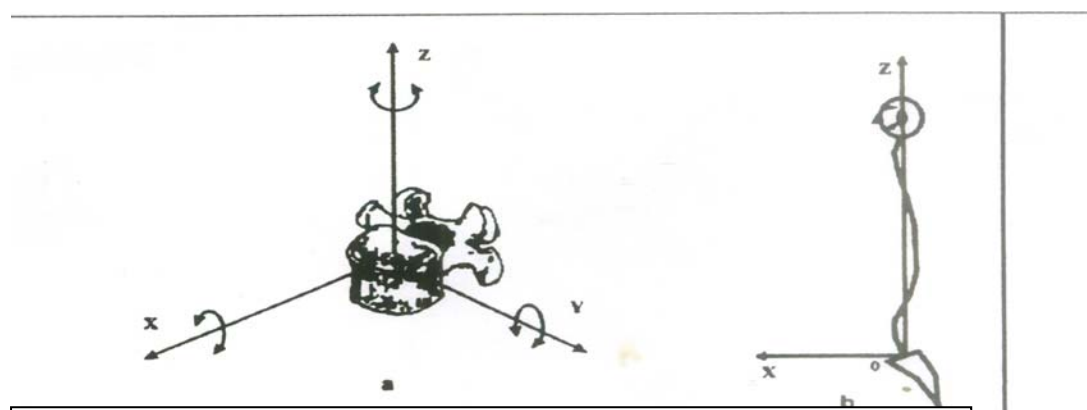


Fig. 3-1 repère de référence, a: repère local, b: repère global [8].

3.1 Degré de liberté et mobilité intervertébrale

Avant d'étudier les mouvements intervertébraux il paraît souhaitable de préciser la signification de plusieurs termes utilisés en cinématique rachidienne. Unité fonctionnelle : c'est un ensemble constitué de deux vertèbres adjacentes et des éléments de liaison (disque et ligaments).

Position de référence ou position neutre : in vivo, c'est la position qu'occupe l'ensemble des vertèbres par rapport au repère global lorsque le sujet est debout en position droite le regard fixé sur l'horizon ; in vitro, c'est la position qu'occupent les vertèbres d'un segment ou d'une unité fonctionnelle par rapport au repère régional lorsque aucune sollicitation n'est exercée sur le segment ou l'unité fonctionnelle. Les Amplitudes de mobilité pour une unité fonctionnelle : ce sont les amplitudes des déplacements angulaires et linéaires de la vertèbre sus-jacente lors de son passage de la position neutre à la position extrême physiologique, la vertèbre sous-jacente étant le solide de référence pour l'étude de ce déplacement. Amplitude de mobilité pour un segment rachidien : sont les amplitudes des déplacements angulaires et linéaires de la vertèbre supérieure lors de son passage de la position neutre à la position extrême physiologique, la vertèbre inférieure du segment étant le solide de référence pour l'étude de ce déplacement. Zone neutre pour une unité fonctionnelle : c'est la zone de déplacement physiologique de la vertèbre sous-jacente par rapport à la vertèbre sous-jacente où le mouvement s'effectue sans résistance ou presque de la part des éléments de liaison (disque et ligaments). La zone neutre est très marquée pour les unités

Fonctionnelles cervicales elle l'est beaucoup moins pour les unités fonctionnelles lombaire. Amplitude de mobilité angulaire en flexion extension pour une unité fonctionnelle in vitro : c'est l'amplitude du déplacement angulaire en flexion extension (ou inclinaison sagittale) obtenu sous l'effet d'un couple de flexion puis d'extension extrême appliqué sur la vertèbre sus-jacente. La même définition s'applique pour les

mobilités angulaires en inflexion latérale droite- gauche, en torsion droite - gauche. Amplitude de mobilité angulaire in vivo en flexion extension pour une unité fonctionnelle : c'est l'amplitude du déplacement angulaire obtenu lors d'un mouvement de flexion extension actif ou passif extrême du sujet. La même définition s'applique pour les mobilités angulaires en inflexion latérale et en torsion. Les définitions peuvent être aisément étendues aux segments rachidiens.

Si l'on examine les possibilités de mouvement d'une vertèbre par rapport à la vertèbre directement sous-jacente on peut estimer qu'il existe trois degrés de liberté en rotation : inflexion latérale droite gauche, flexion extension et rotation axiale droite gauche et trois degrés de liberté en translation antéro postérieure et postéro antérieure ou cisaillement antéro postérieur et postéro antérieur, translation latérale droite gauche ou cisaillement latéral droite gauche, translation axiale ou traction compression. L'unité fonctionnelle vertébrale possède donc six degrés de liberté. Par contre les amplitudes de déplacements de la vertèbre sus-jacente par rapport à la vertèbre sous-jacente tant en translation qu'en rotation sont limitées par des freinds (les ligaments) et des butées (les apophyses articulaires, les apophyses épineuses). Par ailleurs la présence de surfaces articulaires engendre un guidage de certains mouvements de la vertèbre supérieure de par rapport à la vertèbre inférieure les six degrés de liberté ne sont donc pas tous entièrement indépendants les uns des autres.

3-2 Obtention des amplitudes de mobilité

Afin de mettre en évidence un dysfonctionnement du rachis sur le plan cinématique, il est nécessaire de posséder une bonne connaissance de la normalité de la cinématique rachidienne. L'utilisation des résultats de la bibliographie pour ce qui est des amplitudes de mobilités physiologiques d'une unité fonctionnelle ou d'un segment vertébral pose encore aujourd'hui des problèmes tant est grande la disparité des résultats annoncés par les auteurs. Pour connaître les amplitudes de mobilités intervertébrales ou segmentaires il est possible soit de faire appel à des analyses in vitro

3-3 Mobilité intervertébrale et segmentaire

Nous présenterons les résultats obtenus in vivo et in vitro en précisant autant que possible les paramètres de la mesure. Il est néanmoins conseillé de se reporter aux textes les références sont citées si l'on désire obtenir plus de précisions.

3.3.1 Amplitudes des mobilités intervertébrales lombaires et lombo-sacrés

Sollicitation Niveau	Flexion Extension	Inflexion Latérale	Rotation Axiale
L1-L2	5°-12°	5°-10°	1°-4.5°
L2-L3	7°-16°	7°-14°	2°-5°
L3-L4	8°-16°	7°-12°	1°-5°
L4-L5	8°-16°	6°-12°	2°-4°
L5-S1	7°-17°		1°-3°

Tableau II-1 : Amplitude de mobilité en flexion –extension, inflexion latérale, rotation axiale des unités fonctionnelles lombaires [8].

3-3-1-1 Flexion –extension, inflexion latérale, rotation axiale (fig. 3-4, 3-5, 3-6 et tableau II-1)

Les courbes des figures 3-4, 3-5, 3-6 présentent les évolutions des mobilités intervertébrales lombaires de L1-L2 à L5-S1 obtenues in vivo et in vitro par différents auteurs. Lorsque les mobilités intervertébrales lombaires ont été déterminées par des expérimentations in vitro, la valeur du couple maximum appliqué, correspondant à l'amplitude de mobilité annoncée, est mentionnée entre parenthèses à côté du nom de l'auteur, figure également entre parenthèses l'année de la publication. Les résultats apparaissant sur ces trois figures mettent bien en évidence la disparité des valeurs de mobilités intervertébrales annoncées par les auteurs. Il est cependant possible, à partir de ces données, d'identifier des valeurs moyennes de mobilités intervertébrales.

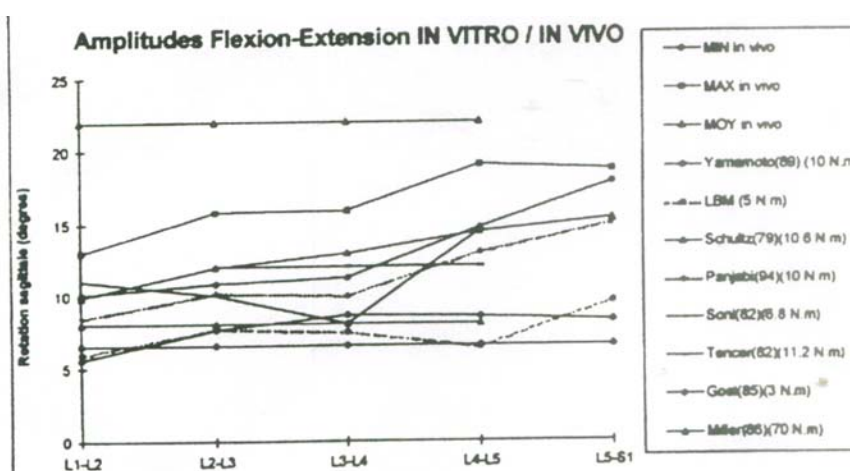


Fig. 3-4- Amplitudes de mobilité en flexion –extension [8].

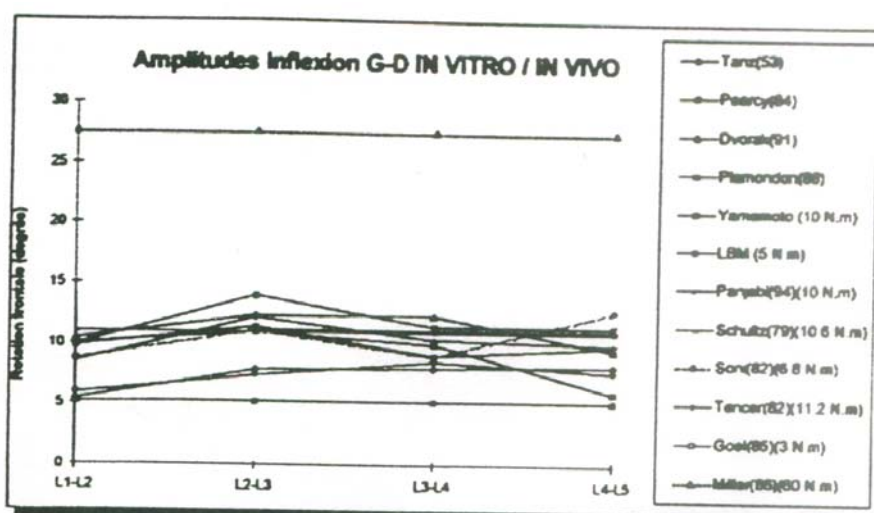


Fig.3-5-Amplitudes de mobilité en inflexion droite –gauche [8].

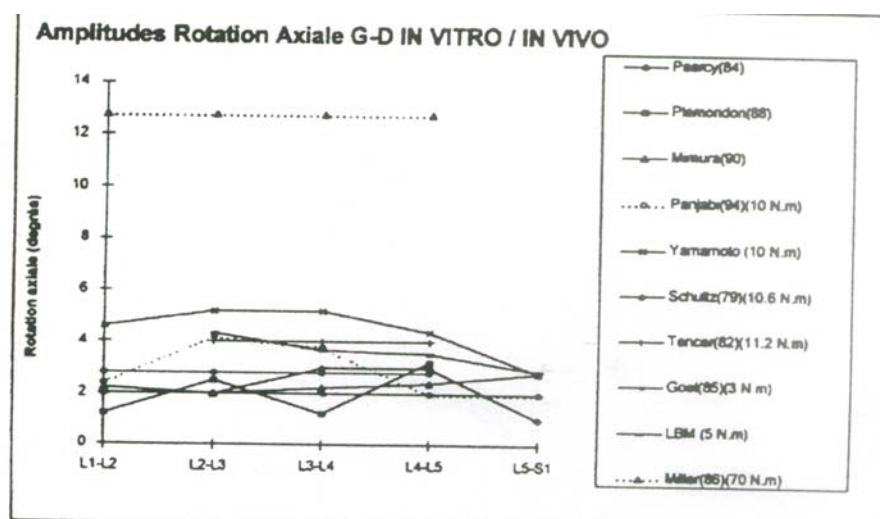


Fig. 3-6- Amplitude de mobilité en rotation axiale droite –gauche [8]

3-1-1-1-1 Flexion -extension

Les courbes de la figure 3-4 présentent l'évolution des valeurs des mobilités intervertébrales en flexion –extension de L1-L2 à L5-S1. les trois courbes en traits forts ont été tracées à partir des valeurs maximum, minimum et moyennes des amplitudes de mobilités intervertébrales obtenues in vivo par plusieurs auteurs dont Allbrook (1), Plamondon (50), Tenz (55), Claysson(9), Frobnning(17), Percy(48), Hayers (24), Dvorak (13), ...etc. Les sept autres graphes correspondent à l'évolution des amplitudes de mobilité intervertébrale obtenues in vitro par les sept autres auteurs. Il faut remarquer que les valeurs obtenues par ces sept auteurs se situent, pour la plus part d'entre elles, entre les valeurs maximum et minimum de mobilité obtenue in vivo. En valeurs moyenne l'amplitude de la mobilité intervertébrale en flexion –extension croît progressivement de L1-L2 à L5-S1. Elle vaut moyenne 10° en L1-L2, 12° en L2-L3, 13° en L3-L4, 14° en L4-L5, et atteint 15° en L5-S1 (fig. 3-4). Les valeurs maximum et minimum des amplitudes de mobilités intervertébrales en flexion –extension obtenues in vivo sont reportées dans la première colonne du tableau II-1.

3-3-1-1-2 Inflexion latérale

La figure 3-5 nous montre les résultats expérimentaux in vivo de plusieurs auteurs. In vitro , à part deux expérimentateurs, la plus part des expérimentateurs ont appliqué des couples voisins de 10Nm. Tous résultats confondus les amplitudes de mobilité en inflexion latérale droite gauche sont comprises entre 5 et 10° en L1-L2, entre 6 et 14° en L2-L3, entre 6 et 12° en L3-L4, entre 4 et 13° en L4-L5. On constate à nouveau une proximité des résultats obtenus in vitro pour des couples voisins de 10 Nm avec les résultats obtenus in vivo. En valeur moyenne on peut noter un accroissement de

mobilité de L1-L2 à L2-L3 de 2° puis une stabilité de la mobilité moyenne jusqu'en L4-L5.

3-3-1-1-3 Rotation axiale

La figure 3-6 nous montre les résultats expérimentaux in vivo et de plusieurs auteurs. A nouveau, in vitro, la valeur du couple de torsion appliquée par la majorité des expérimentateurs est voisine de 10 Nm. Tous résultats confondus les amplitudes de mobilité en rotation axiale droite gauche restent faibles elles sont comprises entre 1 et 4.5° en L1-L2, entre 2 et 5° en L1-L3, entre 1 et 5° en L4-L5 et entre 1 et 3° en L5-S1. L'analyse de la tendance générale de l'évolution des mobilités en rotation axiale semble faire apparaître une stabilité de la mobilité de L1-L2 à L4-L5 et une diminution de l'ordre du degré de L4-L5 à L5-S1.

3-3-1-2 Comparaison des trois amplitudes de mobilité angulaire

3-3-1-2-1 Amplitude principale

C'est en flexion extension que les amplitudes de mobilité sont les plus importantes et c'est en L4-L5 et L5-S1 que la différence est la plus marquée entre la flexion extension et l'inflexion latérale. Les amplitudes de mobilité en rotation axiale sont très faibles devant celles de la mobilité en flexion extension et en inflexion latérale. Le rapport des amplitudes de mobilité entre flexion extension et rotation axiale est significatif puisqu'il est de l'ordre de 8.

3-3-1-2-2 Mouvements couplés

Les mouvements couplés sont obtenus lors d'une sollicitation en torsion et lors d'une sollicitation en inflexion latérale. La plus part des études faisant apparaître ces couplages ont été conduites in vitro sur des segments lombaires. Lorsque l'on applique un couple de torsion sur la vertèbre supérieure du segment il s'en suit un mouvement de couplage en inflexion latérale. Ce mouvement associé est du à la courbure du segment et à l'orientation des facettes articulaires. Le sens du mouvement de couplage en inflexion latérale associé à la torsion est directement lié à la direction du couple de torsion appliqué sur le segment et à la position du segment, les résultats obtenus par différents auteurs ne sont donc comparables que si le même protocole expérimental a été utilisé pour l'application des couples et la fixation du spécimen. Ainsi lorsque le segment est fixé en S1 en respectant l'horizontalité du disque L3-L4, lorsque le couple de torsion appliqué sur L1 est de direction verticale, l'inclinaison latérale couplée à la rotation axiale se fait dans le sens opposé à celui de la rotation axiale entre L1 et L3, dans le même sens que celui de la rotation axiale de L3 à L5. Des remarques analogues peuvent être faites lorsque l'on applique un couple d'inflexion latérale.

3-3-1-2-3 Zone neutre

La neutre de L1-L2 à L5-S1, que ce soit en flexion extension, inflexion latéral ou rotation axiale reste très faible, de l'ordre de 1 à 2°. Pour un segment normal ces zones neutres sont difficilement identifiables expérimentalement, et non significatives.

3-3-2 Amplitudes des mobilités intervertébrales thoraciques et thoraco-lombaires

Quelques auteurs se sont intéressés à la cinématique du rachis thoracique, White et Hirsh en 71, Markolf en 72, Panjabi en 76 et 94, Yaszemski (64) en 92, Oxland (43) en 92 et Koubaa (25-26) en 95. de ces travaux on peut retenir les résultats obtenus par Yaszemski, Oxland et Koubaa qui assez semblables.

3-3-2-1 Flexion –extension, inflexion latéral, rotation axiale (tableau TII-2 etTII-3)

En flexion- extension, inflexion latéral et torsion pour les unités fonctionnelles comprises entre T1-T2 etT11-T12 les résultats de Yaszemski sont récapitulés dans le tableau II-2. pour la charnière thoraco –lombaire les résultats d'Oxland sont récapitulés dans le tableau II-3.

Sollicitation niveau	Flexion Extension	Inflexion Latérale	Rotation Axiale
T1-T2 à T3-T4	4°	6°	8°
T4-T5 àT7-T8	6°	8°	8°
T8-T9 àT11-T12	12°	8°	4°

TableauII-2 : Amplitudes de mobilité en flexion – extension, inflexion latérale, rotation axiale des unités fonctionnelles thoraciques selon le niveau [8]

Sollicitation Niveau	Flexion	Extension	Inclinaison latérale	Rotation axiale
T11-T12	2.7° ± 1.3	2.4° ± 1.3	7° ± 2.2	3.6° ± 1.4
T12-L1	2.9° ± 1.3	3.9° ± 1.3	7.4° ± 2.2	2.4° ± 1.4

Tableau II-3 : Amplitudes de mobilité en flexion, latérale, rotation axiale des unités fonctionnelles de la charnière thoraco – lombaire d'après les travaux de Oxland (43) [8].

3-3-2-1-1 flexion -extension

L'amplitude de la mobilité intervertébral en flexion – extension évolue progressivement de la région thoracique supérieure à la région thoracique inférieure. Cette mobilité en flexion – extension est de 4° en T1 – T2 de 6° en T4- T5 et de 12° T11 – T12. dans la région de la charnière thoraco lombaire l'examen de l'évolution de la mobilité intervertébrale en flexion et en extension fait apparaître un accroissement signification de la mobilité intervertébrale en extension de T11 –T12 à T12 – L1 (Tableau II-3).

3-3-2-1-2 inflexion latérale

L'Amplitude de la mobilité intervertébrale en inflexion latérale est sensiblement constante pour la région thoracique. Cette mobilité en inflexion latérale droite gauche évolue de 6° en T1 –T2 à 8°en T11 –T12

3-3-2-1-3 rotation axiale

L'Amplitude de la mobilité intervertébrale en rotation axiale pour les unités fonctionnelles de la région thoracique supérieure et moyenne est sensiblement constante, elle vaut 8° en moyenne.

Cette mobilité intervertébrale en rotation axiale décroît à partir de T8-T9, elle est n'atteint, en moyenne, que 3, 6° en T11- T12 et passe à 2, 4° en T12- L1 (tableau TII-3)

3-3-2-2 Zone neutre et mouvements de couplage

En région thoracique la zone neutre, quelle que soit la sollicitation envisagée reste très faible, inférieur au degré. De même les amplitudes des mouvements de couplage associés à la rotation axiale ou à l'inclinaison latérale restent faibles.

3-3-3 Amplitudes des mobilités intervertébrales cervicales

Le rachis cervical comme le rachis lombaire est fréquemment le siège de lésions traumatiques, de pathologies dégénératives responsables de douleurs et de troubles neurologiques. La connaissance de la cinématique "normale" de cette région revêt donc un caractère particulièrement important. En raison du comportement cinématique spécifique du rachis cervical nous présenterons les mobilités des différentes unités fonctionnelles cervicales en différenciant celles appartenant au rachis cervical supérieur de celles appartenant au rachis cervical inférieur. De très nombreux auteurs se sont intéressés à la cinématique du rachis cervical, soit in vivo, soit in vitro. Nous en avons dénombré plus de trente ayant publié entre 1960 et 1994, dont la moitié ont effectué des analyses in vivo. Parmi les auteurs ayant établi récemment des résultats à partir de mesures sur plus de 10 sujets ou plus de 10 spécimens il faut retenir les travaux de Lysell (35), Mestdagh (37), Goel (19), Schulte (53), Panjabi (47), Crisco (10), Wen (60), Lai (27), et Wite (61). Nous avons utilisé les résultats de certains d'entre eux pour établir les tableaux de synthèse T3-5 et T3-6 concernant les valeurs de zone neutre et de couplage, par contre nous avons utilisé les

Amplitudes de mobilité. Il faut noter qu'il n'a pas été mis en évidence dans cette synthèse de différences significatives entre les moyennes des études in vitro et des études in vivo, par contre il a été relevé de grandes différences de résultats entre les auteurs qu'il s'agisse d'études in vivo ou in vitro. Les écarts sont dus à la fois à la disparité des protocoles utilisées et aux variations inter individuelles. Enfin il faut noter que les résultats obtenus globalement pour le rachis cervical supérieur, pour le rachis cervical inférieur, pour l'ensemble du rachis cervical ne correspondent pas à la somme des mobilités des unités fonctionnelles, car ces résultats globaux n'ont pas toujours été obtenus par les auteurs ayant étudiés les mobilités des unités fonctionnelles.

3-3-3-1 Amplitudes de mobilité angulaire du rachis cervical supérieur C0-C2 (Tableau TII-4)

En flexion –extension l'amplitude de la mobilité intervertébrale évolue de façon significative de C0-C1 à C1- C2. elle vaut en moyenne 28° en C1- C2 l'amplitude de la mobilité en flexion –extension du segment C0-C1 représente près de 40% de l'amplitude de mobilité en flexion –extension de l'ensemble du rachis C0-C7.

En inflexion latérale droite gauche l'amplitude de la mobilité intervertébrale en inflexion latérale droite gauche croit de 30% de C0-C1 à C1-C2. Elle vaut en moyenne 10° en C0-C1 et 13° en C1-C2. L'amplitude de la mobilité en inflexion latérale du segment C0-C2 représente 25% de l'amplitude de mobilité en inflexion latérale de l'ensemble du rachis cervical C0-C7

En rotation axiale droite gauche l'amplitude de la mobilité intervertébrale évolue très fortement de C0-C1 à C1C2. elle vaut en moyenne 6.5° en C0-C1 et 73° en C1-C2. L'amplitude de la mobilité intervertébrale en rotation axiale en C1-C2 représente 60% de l'amplitude de mobilité en rotation axiale de l'ensemble du rachis cervical C0-C7.

3-3-3-2 Amplitude de mobilité angulaire du rachis cervical inférieur C2-C7

(Tableau TII-4)

En flexion extension les amplitudes de mobilité angulaire évoluent en moyenne entre 11° et 19° le long du rachis cervical le maximum 19° étant atteint en C5- C6, le minimum 11° en C2-C3. en inflexion latérale droite gauche les amplitude de mobilité sont plus faibles, ces valeurs sont en moyenne comprises entre 9° et 12°. En rotation axiale droite gauche les amplitudes de mobilité intervertébrale sont comprises entre 7.5° et 11.5° bien plus faible qu'en C1-C2.

sollicitation niveau	Flexion Extension	Inflexion latérale	Rotation axiale
C0-C1	28(12)	10(2.5)	6.5 (6.5)
C1-C2	19(9)	13(9)	73(17)
C0-C2	46.5 (14.5)	20.5 (8)	80(17)
C2-C3	11.5 (5)	12(7)	12(9)
C3-C4	17(6)	12(6)	12(7)
C4-C5	17(5.5)	11(5)	10(6)
C5-C6	19(6.5)	10(5.5)	10(7)
C6-C7	16(5)	9.5 (5)	7.5 (4.5)
C2-C7	87.5 (19)	60(25)	60(28)
C0-C7	127(15)	82(23)	128(21)

Tableau II-4 : synthèse des mobilités du rachis cervical [8].

3-3-3-3 Zone neutre

Nous n'avons trouvé que quatre auteurs ayant étudié la zone neutre pour le rachis cervical Panjabi (47), White (61), Crisco (10) et Wen (60). Le tableau TII-5 résume les résultats obtenus par ces auteurs. Pour toutes les unités fonctionnelles du rachis cervical et pour toutes les sollicitations la zone neutre est importante elle représente en moyenne de 50 à 80% de l'amplitude totale de mobilité sauf en C0-C1 pour la flexion extension où elle n'atteint que 15% de l'amplitude totale. La zone neutre est la plus importante en C1-C2 pour la rotation axiale où elle atteint en moyenne 60° soit près de 80% de l'amplitude totale de mobilité.

Sollicitation niveau	Flexion extension	Inflexion latérale	Rotation axiale
C0-C1	4(2)	7(4)	4(2.5)
C1-C2	10.5(4)	8(5)	60(5)
C2-C3	7	10	7
C3-C4	14	10	10
C4-C5	9	8	8
C5-C6	11	8	7
C6-C7	8	6	4

Tableau II-5 Zone neutre des unités fonctionnelles. Les valeurs entre parenthèses représentent les écarts types [8].

3-3-3-4 Mouvements de couplage

Sept auteurs ont étudié les mouvements de couplage pour le rachis cervical, Panjabi (46), Wen (60), Lai (27), Minura (38), Lysell (35), Goel (19), Schulte (53). Le tableau TII-6 résume les résultats obtenus par ces auteurs. En inflexion latérale les mouvements de rotation axiale associés atteignent 25 à 60% du mouvement principal sauf en C1-C2 où le mouvement couplé est plus important que le mouvement principal, il atteint 228% du mouvement principal. En rotation axiale les mouvements d'inclinaison latérale associés atteignent 25 à 80% du mouvement principal.

Niveau	Couplage	Rotation axiale	Inclinaison latérale
		Inclinaison latérale	Rotation axiale
C0-C1		0.4 (0.1)	0.8 (0.2)
C1-C2		2.3 (0.2)	0.25 (0.1)
C2-C3		0.6 (0.2)	0.4 (0.5)
C3-C4		0.5 (0.1)	1.1 (0.5)
C4-C5		0.5 (0.2)	0.7 (0.2)
C5-C6		0.4 (0.1)	0.6 (0.2)
C6-C7		0.25 (0.2)	0.6 (0.2)

Tableau II-6 : Valeur des rapports de couplage pour les unités fonctionnelles du rachis cervical. Les valeurs entre parenthèses représentent les écarts types [8].

Conclusion

Les valeurs moyennes accompagnées d'écarts types ou de valeurs extrêmes. Pour une même grandeur physique les variations d'un auteur à l'autre.

Aussi pour pouvoir analyser rigoureusement des résultats bibliographiques il faut connaître les protocoles utilisés et tenir compte de ces derniers dans l'exploitation des

Résultats.

Les caractéristiques mécaniques des tissus osseux et des tissus mous composants le rachis, elles émanent de plusieurs auteurs et elles nous permettent de situer mécaniquement les différents tissus de la colonne les uns par rapport aux autres.

Les amplitudes de mobilité du système polyarticulé. Les résultats exposés sont représentatifs du comportement cinématique naturel de la colonne, ils nous renseignent

Sur les valeurs des amplitudes des principaux mouvements. Ces résultats mettent en évidence la similitude entre les amplitudes de mobilité intervertébrale in vivo et les amplitudes de mobilité intervertébrale in vitro.

CHAPITRE III

Analyse descriptive et comparative des paramètres biomécaniques et leurs évaluations

1.INTRODUCTION

Dans ce travail de recherche, nous avons comparé les différents analyses

En effet en biomécanique de la guérison osseuse, il est bien connu que dans un couple de matériaux destinés à fonctionner en harmonie (par exemple l'os et l'implant) les efforts transitent essentiellement sur le matériau le plus rigide entraînant une décharge du matériau le moins rigide et finalement une sollicitation de l'ancrage.

la compréhension du comportement mécanique de la colonne l'un des objectifs de la biomécanique rachidienne

- . Quel doit être la rigidité de ce matériel
- . Comment fixer le matériel sur le rachis
- . Quelles doivent être les formes et dimensions de ce matériel

Sont les principales questions auxquelles la biomécanique tente d'apporter.

2.Quel doit être la rigidité de ce matériel

Rigidité axiale des segments lombaires humains de mouvement, la dépendance de force par M. Rostedta '*, L. Ekstrôma, H. Bromanb, T. Hansson

. La rigidité a été calculée à partir de la fréquence de résonance et de la charge. Un modèle non linéaire simple a été adapté aux données et un rapport linéaire a été trouvé entre la rigidité carrée et la force. Le composant non linéaire dans le modèle a fortement affecté la rigidité dans la marge choisie de charge.

Mesures de déformation axiale dues au chargement (Dieen et autres, 1993 ; Kulak et autres, 1975, 1976) ont été exécutés in vitro comme in vivo afin d'établir la relation entre la force et la déformation. Rigidité généralement définie car les possibilités d'une structure pour résister à la charge, sont l'un des paramètres qui a été déterminé dans un certain nombre d'essais. Vieillir, teneur en minéraux et le taux de contrainte sont certains des facteurs qui ont été montrés à la rigidité d'influence (Kazarian et autres, 1977 ;Koeller et autres, 1986 ;Neumann et autres, 1994).La plupart des valeurs rapportées de rigidité ont été dérivées pendant le chargement semi-statique conditions. Pour comprendre mieux les propriétés dynamiques de l'unité spinale fonctionnelle (FSU), il sont essentielles pour déterminer la rigidité pour les charges physiologiques

(c.-à-d. charges qui pourraient être expérimentées dans la vie quotidienne). Des courbes typiques de déformation de force ont été traditionnellement divisées en trois régions différentes : orteil, élastique et rendement

.La région d'orteil a été indiquée par Panjabi comme 'zone neutre '. Dans cette région, même les petites forces peuvent causer des mouvements relativement

grands. L'examen des courbes de force-déformation indique que la rigidité augmente avec la charge (Fig. 3.1 montre la forme générale de la courbe). [9]

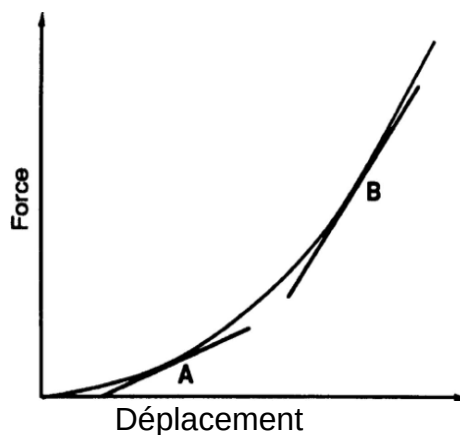


Fig. 3.1 courbe typique de force-déformation [9].

Une courbe typique de force-déformation. La rigidité tangentielle augmente avec la force (ou la déformation). La figure pourrait avoir été le résultat d'un champ simple de force. Le fluage du chargement répété apparaîtrait comme boucle d'hystérésis dans la courbe.

montrer une rigidité progressivement croissante (Hansson et autres, 1980 ; Hansson et autres, 1986). Linde et Hvid (1987) indiqués dans une étude de rigidité trabecular d'os qui 'elle est douteuse si une partie linéaire existe du tout '. Ils ont cru que pour des raisons pratiques cet intervalle spécifique pourrait être considéré comme linéaire mais c'est seulement une question de résolution et de nombre de la rigidité

pour démontrer que la présente partie est également non linéaire.

Dans la présente étude, des données ont été adaptées à un modèle non linéaire simple. Le but a été de déterminer la rigidité axiale du FSU et de sa relation à la charge appliquée. Afin d'analyser de diverses conditions de charge physiologiques, on propose un modèle simple qui, avec une exactitude raisonnablement bonne, permet la prévision de la rigidité spinale sur une gamme où le maximum est environ trois fois la charge minimum. La pertinence de ce modèle est dans les situations où le FSU peut

être traité comme 'boîte noire' et ses mécanismes internes ne sont pas le souci principal (par exemple modéliser de l'épine entière).

Nous avons également essayé de rapporter les paramètres de la charge-rigidité adaptée aux facteurs suivants :

- Âge.
- Quantité de minéral d'os (BMC).
- Degré de dégénération de disque.
- Morphometry (la géométrie du FSU).
- Position dans la courbe de temps-débattement (degré de fluage)

2.1 Matériaux et méthodes

Six unités spinales fonctionnelles lombaires (FSU) obtenues à partir de quatre sujets ont été examinées. Chaque FSU s'est composé d'un disque intact, de ligaments et de deux vertèbres adjacentes.

Le minéral d'os dans chaque vertèbre a été déterminé avec la technique absorptiometry de photon dual (des DPA) et exprimé en g le centimètre⁻¹. Après l'excision du tissu mou excepté le disque et les ligaments, les plaques d'extrémité proximales et distales du FSU ont été enfoncées en remplissage en plastique dans des tasses en aluminium. Afin de réduire au minimum la déshydratation pendant la préparation et l'essai, des éponges avec la solution saline ont été enfoncées à côté des vertèbres et l'installation entière (des tasses et FSU) a été scellée avec envelopper le plastique. Les tasses en aluminium ont été attachées à une armature de charge (fig. 2) qui a limité le mouvement de la purement à axial à l'aide des roulements linéaires.

Des accéléromètres (Endevco, San Juan Capistrano, la Californie, Etats-Unis) ont été attachés à l'armature de charge à la base et à la partie (mobile) supérieure respectivement. Les poids ont été appliqués à la partie supérieure par un mécanisme qui a fait la demande instantanée possible de la charge statique. L'armature de charge a été rigidement montée sur la plateforme du l'entier-corps-compacteur (des parties de lui est montrées dans la fig. 3.2) décrite en Jörnæs (1985). Elle se compose d'une plateforme mobile suspendue par ressort qui permet seulement le mouvement vertical. Elle est excitée par un pendule quelles marques il possible d'appliquer des impacts verticaux de dessous dedans une façon fortement reproductible. Avec cette installation, il était possible de superposer des impacts à un FSU statiquement chargé. Un capteur de force (indicateur de charge, Göteborg, Suède) a été monté entre la tasse inférieure de fixation et l'armature de charge. Par conséquent la charge statique aussi bien que la force dynamique (d'impact) peut être mesurée. La force maximum des impacts étaient dans la gamme 30-100 N selon la charge appliquée. La durée de l'impact était la même, environ 40 et après qu'approximativement 3 s que les oscillations s'étaient délabré complètement. Un variable-différentiel-transformateur linéaire (type Dc-5, H.F. Jensen, Danemark) a été utilisé pour mesurer la déformation du FSU.

L'étude a été limitée à un FSU complet ; Il n'y avait aucune intention de différencier entre, par exemple la déformation du disque et de l'os.

Le protocole d'essai s'est composé d'un ordre des cycles de charge. Chaque cycle de charge s'est composé du chargement 5 constants minimums suivis de la restitution de 5 minutes. Trois niveaux différents de charge ont été employés dans cette étude. Le niveau de charge maximum était approximativement égal à 65% de tout le poids corporel. C'est-à-dire, légèrement plus que la charge de la masse

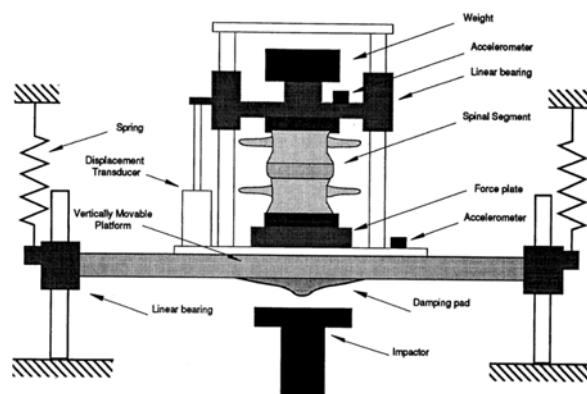


Fig. 3.2 [9]

L'armature et le compacteur de charge avec des sondes .L'armature de charge et le platfonn est limitées au mouvement axial. Le compacteur est un pendule

mécanisme heurtant la garniture d'atténuation de dessous du corps supérieur agissant normalement sur la colonne lombaire.

Afin d'étudier l'influence des impacts sur les propriétés dépendant du temps du FSU (par exemple fluage), chaque cycle de charge a été appliqué deux fois en succession :un cycle avec et un sans impacts superposés faisant un total de 6 cycles de charge .Le schéma 6 peut servir comme exemple d'un ordre d'essai. L'ordre du niveau de charge et l'ordre des impacts de d'avec et sans en dehors dans chaque cycle de charge ont été randomisés dans toute l'étude afin de réduire au minimum l'influence des chargements répétés et d'autres effets systématiques.

Un diagramme schématique de la variation de force pendant un cycle de charge avec des impacts .La force statique est superposée par des impacts.

.Après ceci, des autres ressemblances ont eu lieu à 10 hertz en calculant le moyen de chaque 10 échantillons.

En plus de ceci, pour chaque impact, les signaux ont été prélevés avec 512 hertz pendant le 4s.Les signaux étaient bas passage filtré avec un filtre de 100 hertz bessel et alimenté à un panneau DAS1600 ANALOGIQUE-NUMÉRIQUE.Le logiciel d'acquisition était Asystant +/-enregistreur à grande vitesse .La fonction de transfert d'accélération a été calculée et la fréquence de résonance (f) a été trouvée en adaptant un transfert d'unité de Kelvin Parcelle de terrain de Transmissibility des données expérimentales ainsi qu'un ajustement d'unité de Kelvin. L'ajustement est employé exclusivement pour trouver la crête dans le transmissibility.

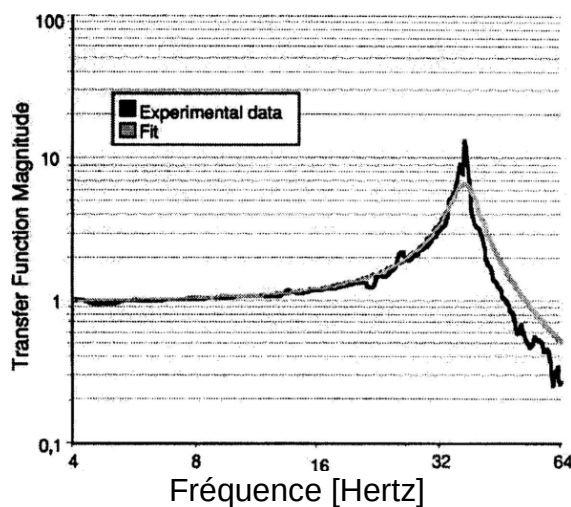


Fig 3.3 [9]

.Ajuste la rigidité en fonction de la force. Pour chaque FSU l'ajustement est excellent, mais même l'ajustement global est raisonnablement bon .Chaque point dans le diagramme est le moyen de 10 valeurs (carrées) de rigidité.

Fonctionner aux données et à trouver sa crête (fig. 3.3). Ce modèle a été employé parce qu'il est l'un des modèles les plus simples d'un système résonnant. De la figure il peut voir que la crête dans les données est plus étroite que la crête dans le modèle appliqué. Cette raison, la fréquence maximale seulement et pas la constante d'atténuation n'a été employée dans l'analyse suivante. Puisque le raisonnable pour l'usage de ce modèle devait obtenir une évaluation plus stable de l'endroit maximal, l'anomalie entre les données et le modèle n'a eu aucune implication significative.

La rigidité (k) a été calculée à partir de la fréquence de résonance (f) et de la charge (m), en utilisant la formule

$$k = m \cdot (f)^2 \text{ de } 2 \cdot \pi \cdot (2)$$

Cette méthode a comme conséquence 'des rigidités dynamiques (une valeur près de la pente ou de la tangente de la courbe de force-déformation).

Les données ont été adaptées à une fonction déduite du modèle non linéaire simple suivant du FSU :

$$F = (k_1 + k_n d) \cdot d \quad (3)$$

Là où k_1 et k_n représentent le linéaire et les composants non linéaires de la rigidité, respectivement, d est la déformation et F est la force. Assumant ce rapport il peut montrer que, parce que de petits impacts

$$K^2 = F \text{ Du } k^2_1 + 4 \cdot k_n \cdot (4)$$

Cette équation a été utilisée pour déterminer k_1 et k_n au moyen d'un ajustement des moindres carrés. La rigidité carrée moyenne des dix impacts a été employée pour ce calcul. Avec le nombre égal des valeurs de rigidité pour chaque niveau de charge, cette méthode est mathématiquement équivalente à faire un ajustement du moindre carré des différentes paires de force/rigidité. Des données d'incorporation convenables de tous les spécimens ont été également exécutées.

2.2 Discussion

Le comportement non linéaire du segment de mouvement dans les niveaux de charge étudiés a été rapporté par un certain nombre d'auteurs (Asano et autres, 1992 ;Brown et autres, 1957 ;Hirsch, 1955 ;Hutton et autres, 1979 ;Kasra et autres, 1992 ;Koreska et autres, 1977 ;Kulak et autres, 1976, 1975 ;Yoganandan et autres, 1989, 1994). Jusqu'ici, Le modèle proposé décrit, en accord avec le concept neutre de la zone de Panjabi (Panjabi, 1977), le bas comportement de force-déformation de grandeur puisque dans ce modèle, la rigidité tangentielle peut être arbitrairement petite pour les niveaux bas de force selon l'importance de k_1 .

Les valeurs pour k_1 et k_n ont indiqué que 'les rigidités dynamiques ont été fortement affectées par le composant non linéaire pour de basses charges physiologiques. Utilisant les valeurs déterminées pour k_1 et k_n , la contribution moyenne de la limite linéaire à la force est environ 60% pour les charges examinées. La même contribution correspond également à la charge minimum Le modèle actuel permet la détermination in vivo de force avec l'exactitude améliorée, par exemple dans les expériences où des accéléromètres ont été fixés aux goupilles insérées dans les processus spinous des vertèbres lombaires si la charge statique peut être déterminée, par exemple d'une force prévoyant le modèle biomécanique.

Notre rigidité dynamique calculée est liée à la limite constante dans le modèle plein linéaire standard souvent utilisé pour des analyses d'essai de fluage. Dans les deux cas, données de force-déformation des événements courts de temps (< 0.1 s) sont employés ;dans notre étude pendant l'impact, et dans l'étude des phénomènes de fluage pendant la phase instantanée de chargement.

En utilisant le modèle plein linéaire, l'augmentation progressive de rigidité n'est pas expliquée. En conséquence une grande variabilité doit être prévue si le disque est soumis à différentes charges. En utilisant un modèle linéaire pour prévoir le comportement de disque, on doit se rendre compte que ce modèle est seulement valide dans une marge étroite de force autour du niveau de charge où les paramètres ont été déterminés.

Le changement de T dû aux impacts était plus petit que 10% et n'a pas été considéré important pour les conclusions.

Dans la présente étude, le changement de rigidité dû au fluage/au temps est observé et présenté. Aucune expression mathématique n'est suggérée pour expliquer la variation de rigidité en fonction du temps. Nous croyons que l'incorporation de cette expression augmenterait le modèle non linéaire proposé, mais en raison d'un peu de données disponibles, d'autres études sont nécessaires afin d'établir cette relation. . Cependant, la constante de la proportionnalité dépend quelque peu de l'histoire de charge et n'est pas identique à celle liée à la rigidité tangentielle. [9]

3. Comment fixer le matériel sur le rachis

3.1 Les implants d'ostéosynthèse rachidienne et leur évolution

3.1.1 Introduction

Les traitements chirurgicaux instrumentés du rachis se classent en fonction de l'approche

retenue : techniques de fusion osseuse (ostéosynthèse) ou techniques de non fusion.

Nos travaux de recherches ont porté sur l'évaluation et l'analyse biomécanique des implants d'ostéosynthèse et en particulier des systèmes vis-tiges destinés au traitement chirurgical du rachis thoraco-lombaire.

Le présent chapitre a donc pour but de présenter les différents implants d'ostéosynthèse de type vis-tiges, et de manière plus succincte les autres principaux concepts d'implants d'ostéosynthèse et leurs particularités.

3.1.2 Les systèmes d'ostéosynthèse

Les matériels d'ostéosynthèse qui permettent de stabiliser le rachis sont de différent types et peuvent être composés de plusieurs implants tels que :

. Les systèmes à tiges

Ces systèmes comprennent des éléments d'ancrage et des éléments de liaison entre les vertèbres.

Dans leur grande majorité, ces systèmes sont utilisés par voie postérieure. Les vis sont implantés dans les pédicules de la vertèbre et jusqu'au corps vertébral. La liaison entre deux vertèbres est assurée par des tiges (parfois des plaques) de chaque côté de l'épine dorsale. Ces tiges sont courbées par le chirurgien suivant le profil souhaité et sont ensuite fixées sur les vis pédiculaires de chacune des vertèbres par une solution mécanique (étrier, écrou, clip) sur un ou plusieurs étages (un étage correspond à deux vertèbres adjacentes). [2]



Figure 3.4 : système ST 360 de ZIMMER TM [2].

L'emploi de crochets ou de crochets-pinces, qui s'ancrent sur les structures anatomiques postérieures externes de la vertèbre (lame, apophyses transverses, parties externes des pédicules), peu se substituer aux vis pédiculaires dans certains cas, selon le choix du chirurgien, notamment aux étages thoraciques présentant un diamètre de pédicule réduit.

Les améliorations techniques de ces systèmes de fixation au cours des vingt dernières années ont essentiellement porté sur la facilité de connexion entre les éléments d'ancrages dans l'os de la vertèbre (vis pédiculaires, crochets, crochets pincés, plaques sacrées) et les éléments de liaisons entre ces ancrages (tiges):

- Systèmes « top-loading » (position finale de la tige au dessus de l'axe de la vis)
- Polyaxialité
- Systèmes « side-loading » (position finale de la tige décalée latéralement au dessus de l'axe de la vis).



Figure 3.5 : (a) Vis top-loading. (b) Vis polyaxiale top-loading. (c) Vis side-loading[2].

. Les plaques

De différents types et de différentes longueurs, les plaques spécifiques à la chirurgie du rachis sont cintrées pour s'adapter à la convexité du corps vertébral et sont fixées habituellement dans les corps vertébraux à l'aide de vis. Ce type d'implants, mis en place majoritairement par une voie d'abord chirurgicale antérieure, est très utilisé au niveau cervical (La voie d'abord la plus utilisée actuellement au niveau cervical étant la voie antérieure).



Figure 3.6 plaque cervicale « Sénégas » (Euros TM) [2].

. Les cages intersomatiques

Le premier rôle d'une cage est de restaurer la hauteur entre deux corps vertébraux après résection, extraction, d'un disque lésé. Le fait de recréer cette hauteur permet de redonner de l'espace dans les foramens, de « libérer » ainsi les racines nerveuses souvent comprimées lors d'une instabilité vertébrale et donc de contribuer à éliminer plusieurs causes de douleurs.

L'autre rôle de ce type d'implants est de permettre la fusion osseuse de deux vertèbres adjacentes (arthrodèse intersomatique), un pont osseux se créant entre les deux plateaux inférieur et supérieur grâce au greffon inséré et compacté à l'intérieur de chacune des cages.

On distingue différents types de cages en fonction de leur mode d'implantation :

- Abord postérieur : « PLIF » avec deux cages intersomatiques par niveau.
- Abord postéro-latéral : « TLIF » avec deux cages intersomatiques par niveau.
- Abord antérieur : « ALIF » avec une cage intersomatique par niveau.



Figure 3.7 : Exemples de cages lombaires : (a) TLIF : LEOPARD de Depuy Spine TM, (b) PLIF : LT cage de Medtronic Sofamor Danek TM, (c) ALIF : COUGAR de Depuy Spine TM[2].

Ces cages intersomatiques sont largement utilisées, depuis une dizaine d'années, en complément d'une fixation postérieure lombaire ou d'une plaque antérieure. Dans tous les cas, elles s'insèrent, après distraction des deux plateaux adjacents, entre deux corps vertébraux qu'elles seront chargées de maintenir écartés puis de stabiliser par fusion osseuse.

. Les substituts osseux

Ils sont utilisés dans la chirurgie vertébrale pour induire le développement et aider la repousse osseuse entre les vertèbres à fusionner. Les substituts osseux principalement utilisés en chirurgie vertébrale sont composés de céramiques dont la porosité et la structure minérale se rapprochent de celle de l'os : l'Hydroxy-apatite (HA) et le Phosphate Tricalcique (TCP).

3.2 Evaluation des implants rachidiens

3.2.1 Les différents types d'évaluation

L'évaluation des implants que nous venons de présenter fait appel à différentes techniques. Majoritairement, tout au long de leur cycle de vie, les implants rachidiens font l'objet d'évaluations successives utilisant plusieurs de ces techniques. Nous décrirons donc dans ce chapitre, qui permettra d'introduire les travaux de recherche que nous avons menés dans le cadre de ce doctorat, les différentes techniques d'évaluation des implants rachidiens: essais mécaniques, expérimentations *in vitro*, simulations numériques et analyses *in vivo* (Figure 3.8). [2]

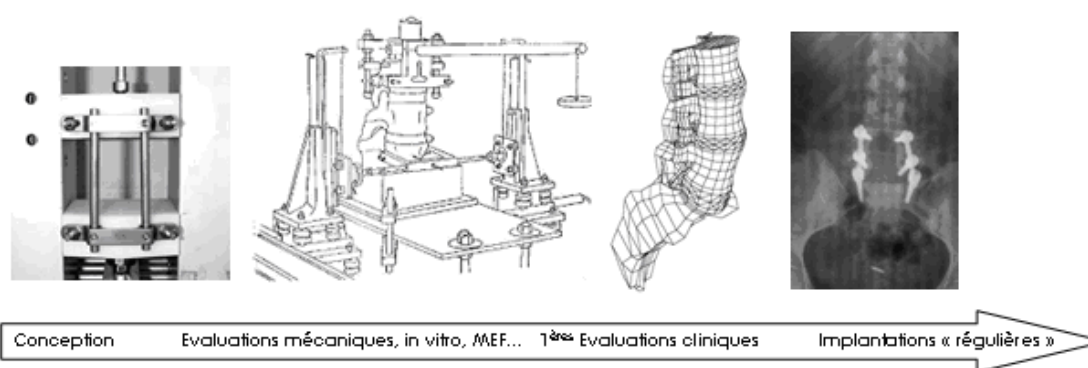


Figure 3.8 : Les types d'évaluation des implants rachidiens au cours de leur cycle de vie [2].

L'étude du rachis *in vivo* (avec ou sans implant) pose certains problèmes, liés à l'inaccessibilité de la structure, à sa complexité, et à sa taille. Si plusieurs méthodes (plus ou moins invasives) ont été utilisées sur rachis non instrumentés, peu d'études expérimentales *in vivo* sur rachis instrumentés ont été menées. L'évaluation *in vivo* des implants rachidiens consiste donc principalement à interpréter les informations issues des différentes modalités d'imagerie.

En ce qui concerne les expérimentations *in vitro*, les études sont nombreuses, tant pour les rachis non instrumentés que pour les rachis instrumentés. Les limitations de ces expérimentations sont souvent liées à la détermination délicate des conditions aux limites à appliquer aux spécimens.

Concernant l'évaluation par méthodes numériques, celle-ci tend de plus en plus à se développer, offrant des perspectives pour la compréhension des défaillances d'implants.

les essais mécaniques sur implants isolés, s'ils offrent l'avantage d'une bonne reproductibilité et fournissent des éléments de comparaison entre implants, sont loin aujourd'hui d'approcher la pertinence biomécanique des études *in vitro*.

3.2.2 Evaluation *in vivo*

Les scores cliniques, qui sont des questionnaires ayant pour but une « cotation » du résultat clinique sur une échelle donnée, à plusieurs dates postopératoires (exemple : cotation de Beaujon [Lassale 1990]), basés sur l'analyse de paramètres qualitatifs (douleurs, claudication, etc. ...), permettent un suivi de la morbidité des implants et constituent ainsi un premier moyen d'évaluation des implants rachidiens et en particulier de leur efficacité.

Toutefois, dans le but d'analyser ces implants d'un point de vue biomécanique, on distingue deux principaux types d'évaluation *in vivo* :

- Les études expérimentales *in vivo* sur patients instrumentés qui, comme évoqué précédemment, restent peu nombreuses encore aujourd'hui,
- Les méthodes de mesures quantitatives *in vivo* qui se basent sur les techniques d'imageries médicales ([Champain et al. 2006]).

3.2.2.1. L'évaluation quantitative *in vivo* par imagerie médicale

La radiographie conventionnelle (2D)

La radiographie conventionnelle est l'outil le plus communément utilisé en milieu hospitalier. Il offre l'avantage, pour l'investigateur, d'un coût d'utilisation modéré. La plupart des auteurs ont choisi cet outil, qui a par ailleurs plusieurs inconvénients. Limitée au plan, la radiographie classique ne permet pas l'étude de mouvements ou de paramètres anatomiques tridimensionnels.

En outre, la source radioémettrice étant ponctuelle, l'émission des rayons X est divergente (conique), ce qui peut entraîner des problèmes d'échelle et de distorsion aux limites. Les grandeurs mesurées grâce à la radiographie plane, le sont souvent dans le plan sagittal. Quelques études se sont néanmoins intéressées au plan frontal. Les grandeurs mesurées peuvent être : les amplitudes de rotation intervertébrale flexion – extension et/ou inflexion latérale, les paramètres posturaux (angles et distances) relatifs à l'équilibre sagittal [Skalli 2007].

De nombreux auteurs ont publié des études rétrospectives sur des patients ayant fait l'objet d'une fixation interne. Ils s'intéressent particulièrement aux amplitudes de rotation intervertébrale (clichés sagittaux standards en flexion – extension) des segments fixés ainsi que celles des segments adjacents à l'instrumentation.

Ces mesures permettent notamment la mise en évidence d'éventuelles hyper mobilités des segments adjacents ([Leong 1983], et [Luk 1995]), des variations du centre moyen de rotation (CMR) ou encore une fusion imparfaite.

La radiographie conventionnelle est également utilisée en statique dans le but d'analyser l'équilibre sagittal de l'individu. Les clichés réalisés dans ce cadre sont d'un

grand format vertical, aussi appelés clichés « grand axe » (Full Spine en anglais) et comprennent l'occiput et les têtes fémorales.

La stéréoradiographie (3D)

La stéréoradiographie est un procédé radiographique permettant la reconstruction tridimensionnelle de points dans l'espace à partir de deux radiographies (ou plus) sous des incidences différentes, dans un environnement calibré (Figure 36).

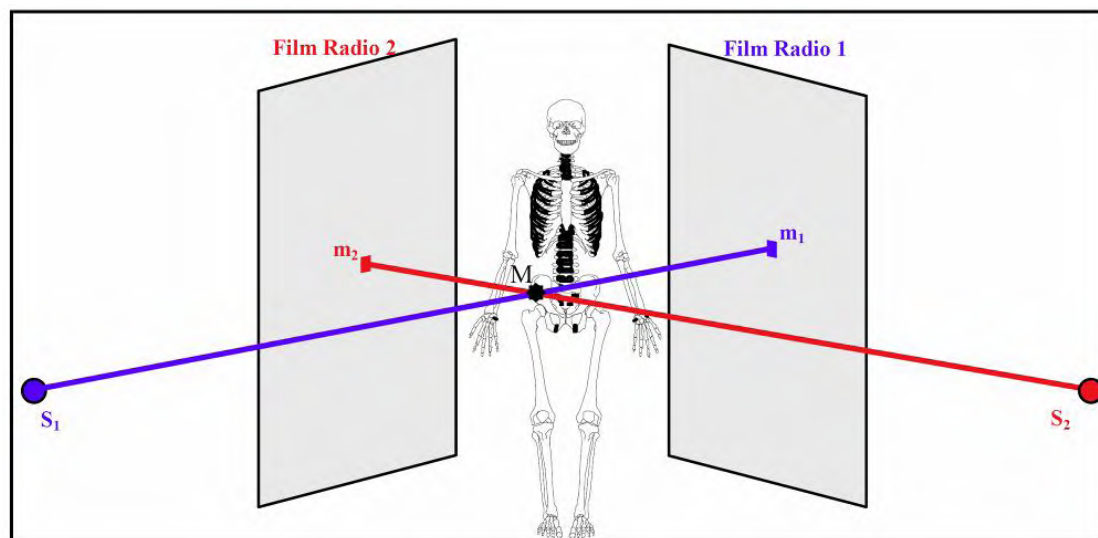


Figure 3.9: Principe général de reconstruction à l'aide de la stéréoradiographie [Laporte 2002] [23].

La base nécessaire pour réaliser une reconstruction 3D à partir de stéréoradiographies est la mise en place d'un environnement calibré. Ainsi, les données géométriques et positionnelles de l'ensemble (sources + plans de projection) sont connues

(Figure 3.9). Plusieurs algorithmes peuvent être utilisés notamment le DLT (Direct Linear Transform [Abdel-aziz et al. 1971]) ou ECM (Explicit Calibration Method, [Dumas et al. 2003]).

L'intérêt majeur de cette méthode est la quantification de courbures et de mouvements tridimensionnels. Toutefois, elle nécessite d'effectuer deux fois plus de clichés qu'en radiographie conventionnelle, ce qui ne peut s'envisager en pratique clinique quotidienne, du moins jusqu'à ces dernières années et l'avènement de nouveaux dispositifs à basse dose d'irradiation tels que le système EOSTM, fruit d'une collaboration entre le Laboratoire de Biomécanique de l'ENSAM, UMR CNRS 8005, Paris (LBM), le Laboratoire de recherche en Imagerie et Orthopédie, ETS et CHRCUM, Montréal (LIO), l'Hôpital St-Vincent de Paul, Paris, et la société Biospace Med®, Paris.

La cinéradiographie et la vidéofluoroscopie

Ces techniques, basées elles aussi sur une illumination du sujet par des rayons X, permettent d'acquérir, selon une fréquence donnée, des clichés radiographiques d'une structure en mouvement, permettant notamment de tenir compte de l'évolution du centre instantané de rotation (CIR) ([Kanayama 1996] en lombaire, [Van Mameren H 1992] en cervical) sans se limiter au centre moyen de rotation (CMR) comme c'est le cas par exemple avec des radiographies dynamiques (clichés sagittaux standards en flexion puis extension). La dose d'irradiation importante rend toutefois ce type d'examen difficilement envisageable en routine clinique.

3.2.2.2 Les expérimentations *in vivo*

Les mesures percutanées

Peu pratiquées, les mesures percutanées, ont été utilisées en particulier pour la mesure de

pressions intra-discales ([Nachemson 1960; Nachemson 1964; Nachemson 1966], [Panjabi 1988], [Wilke 1999]). Si ces mesures n'ont pas été effectuées sur des patients ayant reçu des implants rachidiens, elles apportent des informations de première importance pour l'évaluation de ceux-ci, d'où leur évocation dans ce chapitre.

La télémetrie

Les mesures téléométriques dont nous parlons ici sont des mesures à distance d'efforts et de moments mécaniques. Elles consistent en l'implantation d'un système de mesure alimenté par induction, renvoyant l'information mesurée par ondes hertziennes. Ce système, noyé dans un implant, mesure les déformations locales de ce dernier selon plusieurs directions à l'aide de jauges de déformation. Le système est ensuite étalonné de manière à corréliser le signal de déformation des jauges aux sollicitations mécaniques appliquées à l'implant. L'implant, fonctionnellement

identique à tout implant du même modèle, est implanté après accord éclairé du patient opéré. Les mesures sont ensuite effectuées, lors de différentes activités (marche, montée et descente d'escaliers, etc. ...). Rohlmann et Bergmann [Rohlmann et al. 1994] ont utilisé selon ce principe le fixateur interne de Dick [Dick 1989]. Les jauges de déformation se situent dans le corps de l'élément longitudinal de type tige. Les deux tiges sont instrumentées de la même manière. Après

calibration elles permettent la mesure des efforts et des moments selon les trois directions de l'espace, appliqués sur les éléments longitudinaux (Figure 3.10).

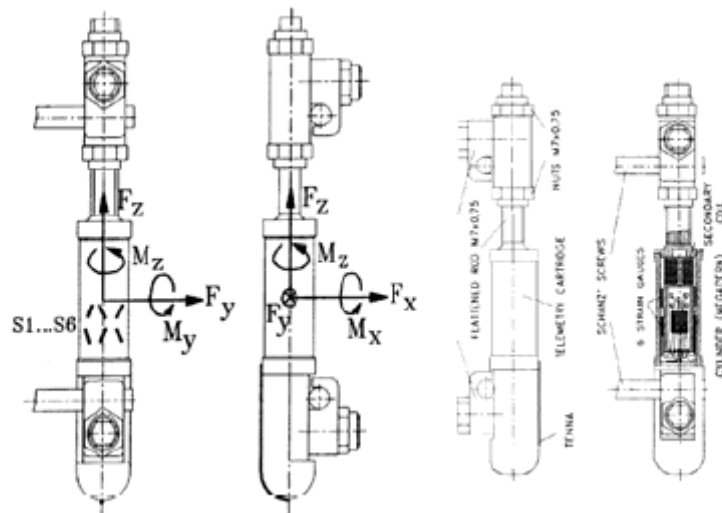


Figure 3.10 : Télémétrie rachidienne [Rohlmann et al. 1994].

Ces mesures télémétriques rachidiennes permettent, sur un très faible nombre de patients mais avec une grande précision (étalonnage du système), de quantifier les efforts appliqués sur un type d'implant donné, lors d'activités telles que la marche.

Il faut cependant être conscient des limites de ces mesures : elles dépendent non seulement du patient, et du type d'implant utilisé (en l'occurrence le fixateur interne de Dick), mais aussi de l'implantation (traction, compression, symétrique ou non) du matériel. Quoiqu'il en soit, nous retiendrons les données issues de cette étude, sur laquelle nous reviendrons dans la suite de ce mémoire, comme des éléments pouvant enrichir notre analyse.

3.2.3. Evaluation expérimentale *in vitro*

Les essais *in vitro*, menés dans le but d'évaluer des implants rachidiens, permettent de simuler la pose de l'implant sur des segments cadavériques, et d'observer leur comportement sous charge.

Ces essais, qui sont également très utiles pour valider des modèles numériques, peuvent parfois mettre en évidence des défauts majeurs de l'implant, justifiant un éventuel retour à la conception.

Les différences principales entre les études *in vitro* se situent principalement au niveau du matériel anatomique, des conditions aux limites et du dispositif expérimental (et système de mesure associé).

Matériel anatomique

Les expérimentations ayant pour objectif la caractérisation mécanique de segments rachidiens et de matériels d'ostéosynthèse utilisent le plus souvent des segments

rachidiens cadavériques humains ([Le Huec et al. 2002], [Lavaste 1990]). Dans certaines études, les pièces anatomiques proviennent d'animaux ([Ashman et al. 1988], [Farcy 1987], [Viguier 1996]). La conservation des pièces anatomiques se fait toujours par congélation. Dans le cas des rachis humains, la moyenne d'âge habituelle se situe autour de 70 ans.

Conditions aux limites

La fixation des pièces anatomiques sur le dispositif d'essais se fait en général sur la vertèbre inférieure, immobilisée en position anatomique. Le dispositif de mise en charge est lui fixé sur la vertèbre supérieure. Six efforts élémentaires peuvent ensuite être appliqués selon le dispositif de mise en charge utilisé :

- Trois forces appliquées suivant les trois directions anatomiques (compression/traction pour des efforts suivant l'axe vertical, cisaillement postéro-antérieur/antéro-postérieur et cisaillement droite-gauche/gauche-droite)
- Trois couples autour des mêmes axes de référence (couples de flexion/extension, couples d'inflexion latérale droite/gauche et couples de torsion)

Parmi les efforts, la compression est la plus utilisée ([Ashman et al. 1988], [Panjabi et al. 1977], [Tencer et al. 1982],...). Les tests sont le plus souvent réalisés en quasi-statique même si quelques auteurs ont effectué des tests de fatigue ([Ashman et al. 1988], [Goel 1989]).

Les intervalles (valeurs mini et maxi) d'intensité d'efforts et de couples couramment appliqués sur pièces d'origine humaine en deçà du seuil de rupture sont les suivants :

CHARGES APPLIQUEES	INTERVALLE D'INTENSITE
Compression Isolée	400 à 1600 N
Compression associée à un autre effort	100 à 1000 N
Traction (rarement appliquée)	150 à 823 N
Cisaillements	90 à 150 N
Flexion, extension, inflexion latérale	2 à 18 N.m
Torsion	5 à 20 N.m

Tableau 1: Intensités et types de charges utilisées in vitro [24].

Dans nombre d'études visant à évaluer les mobilités du rachis (intact et instrumenté), des couples purs seuls sont appliqués sur la vertèbre supérieure ([Goel 1986], [Panjabi 1988; Panjabi et al. 1988], [Lavaste 1990], [Le Huec et al. 2002]), et ce sans supprimer aucun des degrés de liberté, de manière à étudier les éventuels couplages. D'autres auteurs [Patwardhan et al. 1999; Patwardhan et al. 2003; Panjabi et al. 2007] cherchent, de plus en plus, à reproduire la compression que subit la colonne lombaire (jusqu'à 1200N) en plus des couples appliqués habituellement, afin de se rapprocher des conditions physiologiques.

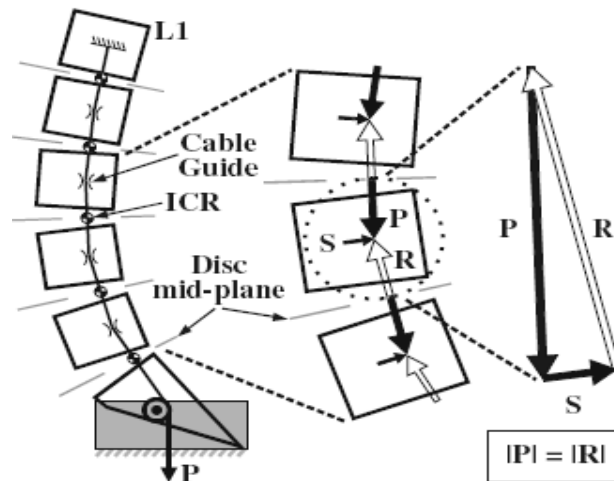


Figure 3.11: « Follower preload » [25]

L'utilisation de « follower preload » (ou « follower load » selon les auteurs) permet ainsi d'ajouter une composante de compression lors des essais. Cette charge de compression est appliquée le long du segment vertébral et transmise via un système de câbles positionnés au plus proche des centres de rotation des unités fonctionnelles (dans le plan sagittal). Ce dispositif, qui pourrait permettre l'application d'un chargement plus physiologique, s'avère délicat à positionner (compromis à réaliser pour obtenir une position neutre, sans mise en lordose du segment) pour l'évaluation des implants rachidiens et en particulier des prothèses discales de type « articulé ».

Enfin, afin d'effectuer des comparaisons entre rachis intact et instrumenté, une hypothèse consiste à considérer identiques le chargement imposé aux segments lombaires intacts, et le chargement imposé aux segments lombaires instrumentés, quelle que soit l'instrumentation.

Toutefois, concernant ce dernier point, certains auteurs [Panjabi et al. 2007; Panjabi 2007] utilisent la méthode dite « hybride », en particulier pour l'étude des prothèses discales et autres dispositifs de non fusion. Cette méthode consiste à piloter en effort l'essai in vitro sur segment lombaire intact, puis ensuite, à réaliser l'essai sur segment instrumenté avec cette fois-ci un pilotage en déplacement, jusqu'à obtenir une mobilité comparable à celle du segment intact.

Cette méthode d'essai s'appuie sur le principe qu'un patient, après pose d'une instrumentation, cherchera à réaliser les mêmes mouvements que s'il n'était pas instrumenté. Elle s'avère particulièrement pertinente pour l'étude de l'évolution des mobilités des étages adjacents à l'instrumentation étudiée.

4. Dispositif expérimental et système de mesure

La mise en charge peut se faire par l'intermédiaire de machines d'essai classiques : type MTS® ou INSTRON®, ou par des dispositifs spécialement conçus pour

la caractérisation mécanique de pièces anatomiques (actionneurs pneumatiques : [Nasca et al. 1985], moteurs électriques : [Wilke 1995], [Freudiger et al. 1999] (Figure 3.11 b).

Des systèmes plus simples à base de poulies, de barres de chargement et de masses inertes sont également couramment utilisés : [Panjabi et al. 1977], [Lavaste 1990] (Figure 3.11a).

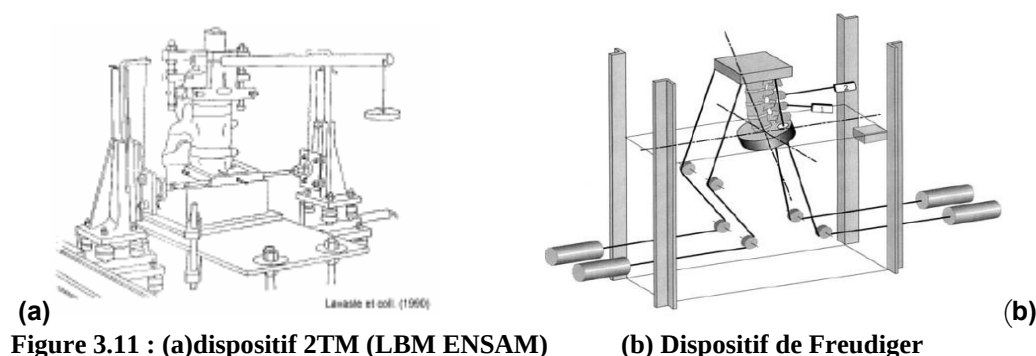


Figure 3.11 : (a)dispositif 2TM (LBM ENSAM)

(b) Dispositif de Freudiger

Afin de mesurer les mouvements vertébraux, différents moyens sont utilisés :

Dans le cas de l'utilisation de machines d'essais de type INSTRON® ou MTS®, le système de mesure est confondu avec le système de mise en charge. Parmi les autres systèmes de mesure, on distingue les extensomètres, les systèmes électromécaniques à contact (Inclinomètres, Capteurs résistifs [Lavaste 1990]), les systèmes de mesure tridimensionnelle sans contact (optoélectroniques, ultrasonores, magnétiques [Freudiger et al. 1999]) ou bien encore la machine à mesurer tridimensionnelle (MMT). Les systèmes de mesure 3D sans contact, de plus en plus utilisés, permettent la mesure simultanée des mouvements relatifs de plusieurs vertèbres, contrairement aux systèmes à contact souvent limités à la mesure des déplacements d'une vertèbre.

4.1.Exploitation des résultats

Les résultats d'essais *in vitro* sont habituellement présentés sous forme de courbes

effort/déplacement. Les rigidités dans les différentes directions de chargement sont également souvent calculées. Cependant, le comportement mécanique non linéaire, et notamment la présence d'une « zone neutre » initiale (grande déformation pour une faible charge appliquée), rendent le calcul de ces rigidités délicat. Certains auteurs ([Panjabi 1989]) calculent les variations de mobilité d'un rachis lésé ou instrumenté en pourcentage de la mobilité initiale de ce rachis sain.

Outre l'extrême variabilité des conditions expérimentales et des paramètres mesurés, les resultants ne sont jamais produits sous la même forme, ce qui rend la synthèse difficile, voir impossible.

Dès lors, une certaine uniformisation, un « standard » définissant les conditions expérimentales à adopter lors d'expérimentations *in vitro* sur implants rachidiens paraît indispensable à une meilleure exploitation de ces études. Plusieurs travaux vont d'ailleurs dans ce sens : [Lavaste 1993], [Wilke et al. 1998]. Les essais *in vitro* du

laboratoire de biomécanique de l'E.N.S.A.M. font ainsi l'objet d'une base de données de grande valeur.

Si les instances de normalisation n'ont pour l'instant développé aucune norme relative à ces procédures d'essais *in vitro*, dont la réalisation est souvent limitée aux établissements universitaires et médicaux, ces préoccupations arrivent depuis peu au coeur des discussions avec un nouveau thème de travail qui est actuellement proposé auprès de l'ISO TC 150 SC5 (comité technique sur les implants rachidiens de l'ISO (organisation internationale de normalisation)).

5. Matériaux des prothèses cimentées

5.1 - Biocompatibilité et biocompétence

Les matériaux destinés à être en contact permanent ou provisoire avec les systèmes biologiques doivent obéir à des règles très strictes, notamment de biocompatibilité et de biocompétence, pour pouvoir être utilisés en pratique médicale.

La biocompatibilité est définie par l'absence de réaction de l'organisme vis à vis d'un matériau sous la forme d'un élément complet ou sous forme de produits d'usure ou de corrosion susceptibles d'être libérés par cet élément. La biocompétence est caractérisée par la capacité du matériau à supporter les contraintes mécaniques qu'il est supposé subir. Ces deux propriétés sont regroupées sous le terme de biofonctionnalité, ou aptitude d'un matériel à remplir la fonction attendue pendant la durée prévue. [10]

Toutes les prothèses, quel qu'en soit le mode de fixation - avec ou sans ciment -, sont soumises aux mêmes principes biologiques: la réaction de l'organisme aux corps étrangers microscopiques (débris d'usure du polyéthylène de la cupule, débris acryliques ou d'hydroxyapatite, produits de la corrosion métallique). Ces mécanismes ne sont pas spécifiques des arthroplasties mais font appel aux processus généraux de l'inflammation et à ses médiateurs, ou plus exceptionnellement aux mécanismes immunologiques.

La dimension des particules d'usure détermine le type de réaction de l'organisme:

lorsque les fragments sont très petits - de l'ordre du micron - (débris d'hydroxyapatite, par exemple), ou de forme très irrégulière (débris d'alliage de titane, par exemple), il se produit une réaction macrophagique intense, même si les particules sont en quantité modérée. La réaction macrophagique se traduit par une résorption osseuse, ou ostéolyse, qui à la longue déstabilise la prothèse. Les particules de plus de 10 microns, trop volumineuses pour être phagocytées, sont entourées de cellules géantes et de tissu fibreux qui apparaît radiologiquement sous la forme d'un liseré radiotransparent] et ne donnent pas naissance à un granulome inflammatoire. Les ions métalliques libérés au contact de l'implant passent dans la circulation générale et sont retrouvés dans des viscères (rate, foie, poumon, rein) et des muscles. La résorption osseuse peut avoir d'autres origines. Elle peut être liée à la trophicité de l'os porteur et notamment à l'ostéoporose. Plus souvent, la résorption osseuse est due aux contraintes mécaniques exercées par la prothèse sur le support osseux.

Par ailleurs, lorsqu'un processus de descellement est très avancé, il devient difficile de distinguer le mécanisme primaire des facteurs secondaires. Un descellement peut être accompagné de fracture ou d'effritement du ciment acrylique.

5.2 - Matériaux constitutifs des implants prothétiques

5.2.1 - Les alliages métalliques

Ils constituent l'ensemble des tiges fémorales, certaines têtes fémorales et la plupart des coques externes des cupules lorsqu'elles existent :

- ♦ aciers inoxydables: seuls sont utilisés les aciers austénitiques qui sont amagnétiques et résistants à la corrosion. L'alliage 316L contenant 0,03% de carbone constitue le meilleur acier orthopédique. Il est particulièrement destiné à la fabrication d'implants permanents comme les prothèses. Sa teneur en carbone améliore sa résistance à la corrosion en milieu biologique. Sa teneur en chrome, égale à 12% au minimum, assure une passivation par une couche d'oxyde de chrome. Ses propriétés mécaniques sont les suivantes : module d'Young $E = 200$ GPa, limite élastique

$\sigma_e = 280$ MPa, contrainte à la rupture en traction $\sigma_r = 520$ MPa, résistance à la fatigue $\sigma_f = 250$ MPa. L'acier inoxydable reste cependant sensible à la corrosion *in vivo* [PASS93] avec relargage d'ions (Ni^{2+} , Cr^{3+} , Cr^{6+}) et ce d'autant plus qu'il existera des micromouvements de l'implant. Il est également très rigide.

- ♦ 10 (Cr, Ni, Co, Mo)). Les alliages moulés, composés de 63 à 65% de cobalt, 26 à 30% de chrome, 4 à 7% de molybdène et de moins de 2,5% de nickel, alliages à base de cobalt : leur utilisation fait suite aux résultats obtenus par les odontologistes dans la fabrication de prothèses dentaires. Ils sont bien tolérés, très durs et peu déformables. Ils peuvent être moulés selon le principe de la cire perdue (vitallium, vinertia, zimalloy, stellite HS 21) ou forgés (vitallium forgé, Protasul 2 (Cr, Co, Mo), Protasul sont difficiles à usiner mais, du fait de leur dureté, sont bien adaptés pour constituer des surfaces de frottement. La composition et les propriétés mécaniques des alliages forgés varient d'un alliage à l'autre. Citons pour mémoire celles du Protasul 10 : $E = 220$ GPa, $\sigma_e = 640$ MPa, $\sigma_r = 835$ MPa, $\sigma_f = 530$ MPa. La passivation de la surface par une couche de chrome assure une excellente résistance à la corrosion. Malgré cela, il existe toujours une dissolution passive du métal. Si ces alliages résistent mieux à la corrosion que les aciers inoxydables, ils sont également très rigides.

- ♦ alliages à base de titane : on les rencontre sous deux formes : le Protasul 64 WF (Ti6Al4V) et le Protasul 100 (Ti6Al7Nb) qui ne contient pas de vanadium. Le vanadium serait responsable de réactions d'intolérance. Ils sont caractérisés par une bonne résistance à la fatigue et par un module d'élasticité deux fois moins élevé que celui des aciers inoxydables et des alliages de cobalt-chrome : $E = 110$ GPa, $\sigma_e = 1050$ MPa, $\sigma_r = 1185$ MPa, $\sigma_f = 650$ MPa. Leur dureté médiocre les rend inadaptés pour constituer des surfaces de frottement. Il existe un risque d'abrasion de la couche de dioxyde de titane et de corrosion en présence de ciment.

- ♦ Les céramiques: Deux céramiques sont actuellement utilisées comme matériau des têtes fémorales: l'alumine Al_2O_3 et la Zircone ZrO_2 .

- ♦ l'alumine: en réponse aux problèmes liés à l'usure du polyéthylène, Boutin introduisit le premier un couple articulaire alumine – alumine en 1970. Dans le domaine médical, cette céramique doit répondre à un cahier des charges très précis:

densité supérieure à 3,93 ; taille de grains inférieure à 6 micromètres ; résistance à la flexion ≥ 500 MPa ; résistance à la compression $> 4\,000$ MPa ; résilience – résistance aux chocs : 45 N/cm². Ce matériau présente une excellente résistance à toutes les formes de corrosion, une bonne biotolérance sous forme massive et sous forme de particules, une densité élevée et une structure cristalline très fine permettant d'avoir un excellent état de surface après polissage, l'indice de rugosité Ra pouvant atteindre 0,01 μm , une mouillabilité et une dureté élevées.

Ces propriétés lui confèrent des caractéristiques d'usure et de frottement remarquables.

Cependant, la différence importante entre les modules d'Young de l'alumine (380 GPa), de l'os sous-chondral ($\approx 0,2$ à 2,2 GPa) et du ciment (≈ 3 GPa), de même que l'absence de propriétés d'amortissement de l'alumine peuvent être à l'origine, lorsqu'elle est utilisée comme matériau de la cupule, d'un taux de descellement supérieur à celui enregistré pour des cupules en polyéthylène cimentées. L'alumine est un matériau fragile qui résiste peu aux chocs et qui supporte mal une répartition des contraintes non uniforme.

Les couples céramique – céramique ont conduit à de nombreux problèmes tels que des fractures de cupules ou une usure inexplicée rapidement évolutive dès la libération des premiers débris de céramique. Par ailleurs, la pureté de l'alumine doit être maximale pour éviter les fissures entre les grains et la sphéricité de la tête doit être parfaite au micromètre près.

♦ la zircone : généralement stabilisée à l'aide d'additifs (MgO, CaO, Y₂O₃, Al₂O₃,...) dont le taux varie entre 5 et 10%, elle possède une bonne résistance à toutes les formes de corrosion, de bonnes caractéristiques mécaniques (densité : 6,02 ; résistance à la flexion : 900 MPa ; module d'élasticité : 210 GPa ; résistance à la compression : 2 500 MPa), une bonne résistance à l'usure et au frottement. Elle semble avoir une bonne biotolérance massive et sous forme de fines particules, qui reste cependant à confirmer. Des cas de rupture fragile de têtes fémorales ont été rapportés. Des phénomènes de rupture de têtes en zircone par instabilité au cours du temps ont également été observés.

5.2.2 - Le polyéthylène

Le polyéthylène actuellement retenu en orthopédie comme matériau des cupules est le UHMWPE (Ultra High Molecular Weight PolyEthylene). C'est un matériau viscoélastique dont le module d'élasticité, voisin de 0,7 GPa, est plus proche de celui du ciment et de l'os que les alliages métalliques ou la céramique et dont les propriétés d'amortissement ménagent l'ancrage os – ciment. Sa biocompatibilité est excellente même vis à vis des particules de polyéthylène si leur quantité reste suffisamment faible pour permettre l'élimination des débris.

Le problème essentiel du polyéthylène est son usure par abrasion liée à la présence d'un troisième corps ou d'irrégularités sur la surface (métal ou céramique) en regard du polyéthylène : par adhérence (liée à l'élimination par le frottement des irrégularités à la surface du polyéthylène), par fatigue (liée au vieillissement et qui apparaît à partir de la 8^{ème} année) ou par fluage. Les prothèses cimentées ont une grande longévité si l'épaisseur du polyéthylène est de l'ordre de 10 mm (8 mm en fond de rainures). Dans ce cas, le polyéthylène joue le rôle d'un répartiteur de forces, évitant toute

surcharge localisée du ciment autour de la cupule. Ceci explique sans doute la longévité des prothèses de Charnley, où, en raison du faible diamètre de la tête fémorale, une épaisseur importante de la cupule a pu être conservée.

Dans le cas contraire, le polyéthylène flue et se déforme, entraînant des sollicitations anormales du ciment, au pôle supérieur de la tête, avec dégradation du ciment, granulome acrylique et descellement à partir du pôle supéro - médial de la prothèse.

♦ Viscosité en raison de leurs différentes compositions chimiques, les ciments osseux montrent un comportement viscoélastique différent après le mélange et sont ainsi classés en trois groupes : ciments à basse viscosité, à viscosité standard (ou moyenne) et à haute viscosité.

La seule liaison possible entre le ciment et l'os étant d'ordre mécanique, le ciment doit donc pénétrer le maximum d'interstices osseux pour assurer un verrouillage mécanique étroit entre la surface irrégulière de l'os et le PMMA.

Plus un ciment est fluide, mieux il pénétrera dans les interstices de l'os, améliorant ainsi la fixation. Une pénétration profonde du ciment dans les cavités osseuses peut être obtenue par une faible viscosité du ciment. Miller] préconisait d'utiliser un ciment fluide, et de viscosité inférieure à 100 N/s.m² entre la 3ème et la 5ème minute après le début du mélange. Depuis, les fabricants se sont efforcés d'abaisser la viscosité de leurs produits. La viscosité du ciment doit cependant être suffisamment élevée pour s'opposer au saignement osseux. Si du sang est mélangé au ciment, les propriétés mécaniques du ciment osseux seront réduites de manière significative. Benjamin et al. ont montré, dans une expérience réalisée avec un ciment à viscosité standard, qu'au cours d'une arthroplastie la pression provoquée par le saignement normal de l'os peut chasser le ciment des anfractuosités jusqu'à la 6ème minute après le début du mélange.

Des publications scandinaves récentes ont montré que les ciments pour os à viscosité élevée donnent de meilleurs résultats à long terme que les ciments à basse viscosité.

Les difficultés d'application des ciments à faible viscosité en sont peut être la cause, bien que ces ciments soient plus faciles à mélanger. Il semblerait que le maintien d'une pression constante suffisante durant la polymérisation d'un ciment de basse viscosité soit difficile à obtenir. Le saignement a tendance à chasser le ciment de l'os trabéculaire, ce qui diminue la résistance du ciment aux contraintes de cisaillement à l'interface os-ciment. Le ciment acrylique pour os se comporte avant prise comme un fluide non newtonien pseudoplastique, c'est-à-dire que sa viscosité diminue lorsque la vitesse de cisaillement augmente. Ce phénomène avait déjà été constaté par Charnley lors du remplissage au doigt du fût fémoral et de l'insertion de la prothèse. Krause et al. suggèrent de mettre à profit cette propriété pour réduire la viscosité du ciment lors du remplissage de la cavité au moyen d'une seringue.

5.2.3 - Porosité et fissures

- Porosité

On distingue trois types de porosités:

♦ la porosité gazeuse : l'air emprisonné lors du mélange des constituants du ciment a tendance à s'échapper lors de la polymérisation.

Ces bulles d'air sont toujours parfaitement régulières, à peu près sphériques. Les monomères de méthylméthacrylate sont très volatils et s'évaporent à une

température plus basse que celle de la prise du ciment. Le diamètre de ces cavités varie du millimètre à quelques micromètres : les macro-bulles (figure 2-12) doivent être attribuées à de l'air enfermé dans les échantillons au moment du mélange alors que les champs de petites bulles sont plus vraisemblablement liés à l'ébullition du monomère .

♦ la porosité par vide ou retrait : ce type de porosité est lié au phénomène de retrait lors de la polymérisation *in vivo*. Il est à l'origine de cavités à surface intérieure boursouflée où l'on voit apparaître des sphères réalisant des empreintes en relief (figure 2-13), correspondant à des billes de prépolymère, à l'intérieur de la cavité. Dans un certain nombre de cas, ces cavités sont moins régulières et peuvent initialiser les fissures dont le point de départ correspond vraisemblablement au phénomène de retrait ;

♦ la porosité par inclusion de sang, de tissus mous ou osseux au cours du cimentage de l'implant.

- Fissures

Trois types de fissures peuvent être identifiés sur des échantillons expérimentaux :

♦ les fissures initiées sur des vides qui sont pratiquement toujours des cavités à surface intérieure boursouflée. Il est probable que, de ce fait, elles se forment en même temps que ces cavités lors du retrait. Elles ont tendance à relier entre elles plusieurs cavités, comme si la fissure s'arrêtait dans une cavité ;

♦ les fissures ouvertes en arc de cercle initiées à partir d'une bille prépolymérisée. La fréquence de ces fissures augmente lorsque l'on modifie les proportions du mélange par excès de monomère par rapport au polymère, certaines billes prépolymérisées restant ainsi non collées au reste du ciment ;

♦ Les fissures ouvertes en arc de cercle totalement indépendantes des vides et des billes se terminant par une entaille à grand rayon de courbure. Elles sont présentes en l'absence de toute contrainte. Pernod et Hernigou affirment qu'étant donné leur forme, elles proviennent sans doute d'un déchirement dû au retrait et aux contraintes internes lors de la polymérisation du ciment, alors que celui-ci n'a pas encore durci.

-Avantages et inconvénients de la porosité

La porosité semble être un facteur déterminant des performances mécaniques du ciment. Merckx affirme qu'elle affecte essentiellement la résistance à la traction, qui est déjà un point faible du ciment, et à la fatigue, ce qui compromet son efficacité à long terme.

Selon Hernigou et al. ,la porosité est une caractéristique que l'on ne maîtrise pas. La porosité a des avantages : le ciment est un vecteur pharmacologique possible et la porosité est un support de diffusion locale, notamment pour les antibiotiques et les antimitotiques. L'un de ses inconvénients potentiels est la création d'irrégularités, zones d'amorçage possibles de ruptures par fatigue ou de fissures. Mais malgré la présence de porosité à l'intérieur du ciment, Hernigou n'a jamais retrouvé de véritables fractures à partir d'une bulle dans son étude rétrospective à plus de 10 ans. L'analyse des pièces d'explantation montre que les fissures observées à partir des pièces fémorales s'arrêtent habituellement sur les bulles et ne traversent pas la totalité du ciment. D'autre part, le Plexiglas (PMMA fabriqué industriellement) est

préparé sans la moindre porosité. Pourtant, ce matériau est beaucoup moins performant lors des tests de fatigue que le PMMA de qualité chirurgicale.

La porosité dans le ciment chirurgical présente l'avantage d'arrêter les fissurations, à la différence du Plexiglas où la moindre fissure peut se propager dans le matériau sans limite.

5.3. Propriétés mécaniques

Les ciments actuellement commercialisés ont sensiblement les mêmes performances mécaniques. Les différences qui peuvent apparaître dans la littérature [sont surtout le fait de variations dans les techniques de mesure. Malgré les efforts de normalisation réalisés depuis quelques années, ceux-ci concernent surtout les fabricants. Les équipes de recherche proposent souvent des tests adaptés à l'amélioration qu'elles souhaitent apporter au ciment, rendant ainsi la comparaison des résultats difficile. Parfois, des détails importants concernant la préparation des éprouvettes et la procédure d'essai ne sont pas rapportés. Par ailleurs, les tests réalisés en laboratoire reflètent plus l'effet d'un type de sollicitation (compression, flexion) qu'une combinaison d'actions à laquelle le ciment est soumise lors des activités du patient, comme la marche par exemple.

Les valeurs moyennes habituellement publiées sont de l'ordre de:

- ♦ module d'Young 2 000 à 2 300 MPa
- ♦ résistance à la rupture :
 - en traction 25 MPa
 - au cisaillement 40 MPa
 - en flexion 50 MPa
 - en compression 80 MPa
- ♦ allongement à la rupture 5%
- ♦ résistance à la fatigue à 10⁸ cycles 14 MPa

Le PMMA étant par nature un matériau viscoélastique, les valeurs présentées ne peuvent être comparées qu'en fonction du temps, c'est-à-dire pour des propriétés statiques en fonction des conditions de test (vitesse de déformation). Les propriétés viscoélastiques des ciments sont peu connues et le comportement à la fracture du matériau pour différentes vitesses de déformation et différents cas de charge a été peu étudié. Dans la suite de ce mémoire, nous n'en tiendrons pas compte mais ce thème pourrait faire l'objet d'un développement futur.

5.4. Effets de l'environnement *in vivo* sur le ciment acrylique

Il est possible que des réactions entre les tissus environnants et les constituants du ciment empêchent une liaison complète des billes prépolymérisées avec le monomère. Il existe en effet une grande affinité entre le MMA et les graisses de la moelle osseuse qui «extraient» le monomère qui ne s'est pas encore lié aux billes prépolymérisées à la surface du ciment, privant ainsi celle-ci d'une partie de sa matrice. Des billes isolées peuvent être observées sur une épaisseur d'environ 50 à 120 µm, soit environ 2 à 4 couches de billes. De plus, les substances contenues dans les tissus peuvent interférer avec la polymérisation du monomère. L'oxygène, les acides aminés et le sucre sont connus pour être des inhibiteurs de la polymérisation du MMA. Ces

substances réduisent la vitesse de polymérisation ainsi que le poids moléculaire moyen du polymère résultant, parce qu'elles interrompent la croissance des chaînes de polymère et diminuent ainsi le taux de polymérisation.

Le poids des échantillons de ciment conservés dans l'air diminue avec le temps, probablement en raison du relargage du monomère résiduel. Celui des échantillons conservés dans l'un des trois milieux fluides suivants: eau distillée, solution de Ringer, Intralipide augmente, mettant en évidence la pénétration du milieu environnant dans le ciment. Braden a montré que le taux de saturation d'éprouvettes de 5 mm d'épaisseur était de 99,9% au bout de 120 jours de conservation dans l'eau. Ces résultats concordent avec ceux de Hailey et al. qui constatent une stabilisation à 140 jours environ.

Jaffee et al ont conservé des échantillons de ciment pour os dans du sérum bovin pendant plus de 2 ans et n'ont constaté aucune détérioration dans le comportement statique ou en fatigue - compression du ciment. La conservation d'éprouvettes dans de l'eau augmente le WOF (Work Of Fracture) avec le temps. Défini comme le travail requis pour propager une fissure dans un matériau, le WOF mesure la résistance à la fracture due à l'accroissement d'une fissure et caractérise le comportement dynamique à la fracture du ciment. Cette augmentation du WOF a été attribuée à l'effet plastifiant dû à la pénétration de l'eau dans le ciment. Il n'y a pas de différence significative entre les valeurs de WOF d'éprouvettes conservées dans de l'eau ou dans une solution de Ringer. Les sels physiologiques ne semblent donc pas avoir d'effet sur le comportement à la fracture du ciment. La conservation d'éprouvettes de ciment dans des lipids augmente également la valeur du WOF, mais dans une moindre mesure que lorsque le milieu de conservation est de l'eau. Le monomère étant un puissant solvant des lipids. [10]

Conclusion

La synthèse bibliographique des différentes méthodes d'analyse biomécanique des implants, de leur conception, nous a permis de mieux cibler les axes de recherche choisis dans un souci de pertinence et de mise en application rapide de nos recherches.

Concernant la démarche normative en matière d'évaluation préclinique des implants rachidiens, ont permis la mise en place un nouveau protocole d'évaluation en fatigue des implants d'ostéosynthèse. Ce protocole d'évaluation s'appuie sur les dernières connaissances scientifiques, notamment concernant les contraintes subies par les instrumentations rachidiennes *in vivo*. Les méthodes d'essais proposées se veulent les plus représentatives possible des sollicitations habituellement subies par les implants, complétant ainsi les méthodes d'essais existantes en apportant à l'évaluation mécanique classique une valeur « biomécanique ».

CHAPITRE IV

Synthèse Anatomiques A partir des Etudes Bibliographique

Rappels de biomécanique du rachis lombaire

Le rachis lombaire supporte d'importantes charges, du fait du poids du corps sus-jacent et des forces générées par les efforts de soulèvement, ce qui requière une grande stabilité. Le segment mobile est viscoélastique, absorbe de l'énergie, possède 6 degrés de liberté (3 rotations et 3 translations) mais il a une tolérance en fatigue limitée et dépend de ses composants osseux et ligamentaires pour accomplir ses fonctions mécaniques. De plus, la mobilité de ce segment est de type mouvement couplé, ce qui signifie que le mouvement selon une direction va influencer les déplacements dans les autres directions et, en même temps, que le dysfonctionnement d'un élément du segment mobile retentit sur les autres structures et ensuite sur l'ensemble du rachis

1. RACHIS LOMBAIRE

1-1 Description:

Les corps vertébraux sont épais avec un volume de L1 à L4; le corps de L5 est cunéiforme de profil. Les apophyses articulaires ont un interligne de plan sagittal, ce sont des trochoïdes: segment de cylindre creux pour les facettes supérieures (regardent en dedans) et plein pour les inférieures (regardent en dehors): cette disposition montre par avance que la rotation sera très limitée.

Les disques sont épais (1/3 de la hauteur du corps); ils sont cunéisés, plus haut en avant qu'en arrière. [11]

Biomécanique du rachis lombaire

les études biomécaniques du rachis lombaire dans la littérature. Il se compose de cinq parties: la cinématique du rachis lombaire, les études de la propriété mécanique des structures anatomiques, le comportement mécanique de l'unité fonctionnelle, le chargement mécanique et une synthèse des études biomécaniques du rachis lombaire.

Cinématique lombaire

L'analyse de la cinématique lombaire débute, comme nous l'avons présenté dans le chapitre II 3.3.1 avec des études macroscopiques et des évaluations globales, in vitro ou sur des sujets asymptomatiques. Après les études de. FRANCOIS LAVASTE, donnant des valeurs globales de flexion extension,

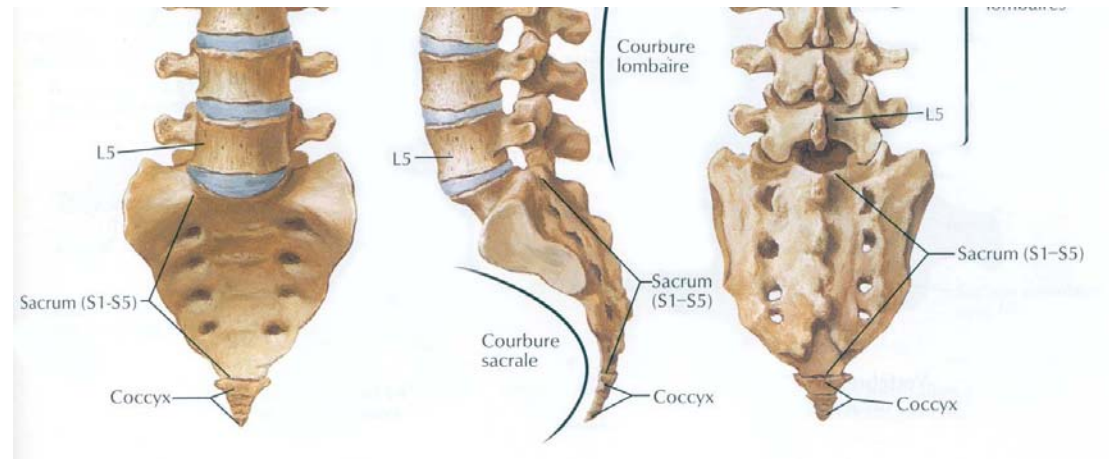
L'amplitudes des mobilités intervertébrales lombaires et lombo-sacrées

Flexion extension inflexion latérale rotation axiale

CHAPITRE IV

Synthèse Anatomiques A partir des Etudes Bibliographique

Les évolutions des mobilités intervertébrales lombaires de L1-L2 à L5-S1 obtenues *in vivo* et *in vitro* par différents auteurs. Lorsque les mobilités intervertébrales lombaires ont été déterminées par des expérimentations *in vitro*.



Cinématique

Sur le plan cinématique, deux vertèbres adjacentes sont liées entre elles par l'intermédiaire du disque intervertébral et des articulations inter-apophysaires.

Ces articulations jouent un rôle dans les mouvements du rachis en servant de guides : leur orientation détermine en partie les mobilités prépondérantes entre deux vertèbres.

Ce sont des diarthroses, ou articulations vraies, qui se composent de surfaces articulaires cartilagineuses, d'une capsule articulaire, de ligaments de renfort et d'une bourse synoviale.

On utilise couramment le terme d'unité fonctionnelle vertébrale pour désigner un ensemble constitué de deux vertèbres adjacentes peu déformables et de tissus de liaison (disque et ligaments) beaucoup plus déformables autorisant ainsi des mobilités entre ces deux vertèbres.

On distingue trois types de mouvements primaires au niveau de l'unité fonctionnelle :

- les mouvements plans dans le plan sagittal (rotation par rapport à Y et translation suivant X et Z) appelés mouvements d'inclinaison sagittale, ou encore de flexion lorsque le déplacement de la vertèbre sus-jacente a lieu vers l'avant et d'extension dans le cas contraire.

Ils sont la conséquence d'un couple de flexion ou d'extension sagittale.

- les mouvements dus à un couple d'inflexion frontale. Ce sont des mouvements dans le plan frontal (rotation par rapport à X et translation suivant Y et Z) appelés mouvements d'inclinaison latérale ou inflexion latérale droite ou gauche selon le sens du déplacement.

Ils sont accompagnés de mouvements secondaires appelés mouvements de couplage.

- les mouvements dus à un couple de torsion. Ce sont des mouvements de rotation autour de l'axe rachidien (Z) appelés mouvements de rotation axiale droite ou gauche

selon le sens du déplacement. Ils sont accompagnés de mouvements secondaires appelés mouvements de couplage.

5. Mobilités articulaires du rachis lombaire

Le rôle de l'articulation intervertébrale dans la stabilité du rachis a été mis en évidence par de nombreux auteurs, qui décrivent une distribution des contraintes dans le plan sagittal au niveau de trois colonnes (Figure 4.3). Ces colonnes sont représentées par les trois articulations des vertèbres : le disque intervertébral (1) et les facettes articulaires droite (2) et gauche (3). une analyse rhéologique attribue à la colonne antérieure un rôle d'amortisseur et aux structures postérieures des propriétés des ressorts. [12]

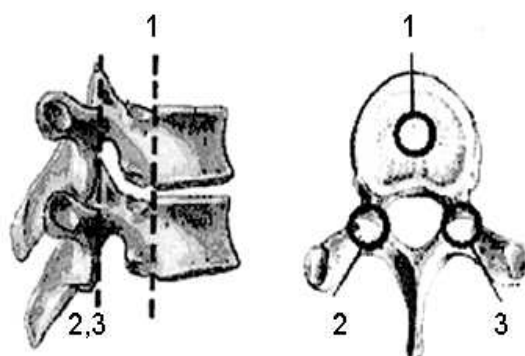


Figure 4.1 : Les trois colonnes assurant la stabilité rachidienne [26]

le disque intervertébral permet une grande étendue de mouvements entre deux vertèbres (6 degrés de liberté), mais ceux-ci sont limités par le jeu des articulations

et la mise en tension des ligaments. Les amplitudes de ces mouvements sont très variables suivant les individus (âge, sexe, musculature et élasticité des tissus) et suivant le niveau considéré.

Le mouvement de flexion - extension semble avoir une amplitude totale, variable selon les différents auteurs, entre 57° et 90°. L'amplitude de mouvement segmentaire est maximale à L4L5 et elle décroît de L5S1 et L3L4 à L2L3 et L1L2. Ce mouvement est prépondérément circulaire autour d'un axe de rotation situé au niveau du corps vertébral sousjacent. Sur la figure 12 on note la forme ovale du foramen en flexion, qui devient triangulaire en extension, car sa partie inférieure est rétrécie par la protrusion discale et par le bombement du ligament jaune et de la capsule articulaire postérieure.

Le mouvement d'extension, qui s'accompagne d'une hyper lordose, a une amplitude moyenne de 35° ; le noyau se déplace vers l'avant et le disque, recouvert du ligament longitudinal postérieur détendu, bombe en arrière. Le mouvement est arrêté par la butée osseuse des arcs postérieurs et la tension du ligament longitudinal antérieur, phénomène marqué au niveau de l'isthme de L5, où le cisaillement répété qui se crée peut favoriser, dans certaines circonstances, l'apparition d'une fracture de fatigue.

Le mouvement de flexion est accompagné d'un redressement de la lordose et décrit en moyenne 60°. Dans cette situation, le nucleus se déplace vers l'arrière et exerce une forte pression sur les fibres postérieures de l'annulus, tandis que le ligament longitudinal postérieur, le ligament jaune et la capsule des articulations postérieures

sont tendus. Les muscles spinaux développent alors une force supérieure pour équilibrer la balance rachidienne mais, après 60° de flexion, le système ligamentaire postérieur prend le relais des muscles et tient seul le rachis lombaire en arrière, phénomène de flexion-relaxation. La mise en tension de ce système ligamentaire fait reculer L4 et L5, diminuant l'effort tranchant au niveau des articulations inter-apophysaires lombo-sacrées, mais soumet également l'arc postérieur à des contraintes élevées concentrées sur la partie inférieure du pédicule, responsables dans certaines circonstances de la fracture de l'isthme (lyse isthmique). L'inclinaison latérale unilatérale (droite ou gauche) se chiffre entre 20 et 28° avec une forte limitation (amplitude quasi-nulle) au niveau L5S1, du fait de l'existence des ligaments ilio-lombaires.

La rotation axiale est très réduite au niveau lombaire, du fait de la configuration des articulations zygapophysaires ; ce mouvement se produit autour d'un axe situé en zone postérieure, sollicitant ainsi le disque intervertébral en cisaillement, ce qui le limite fortement (entre 5° et 13°).

Etant donné que l'inclinaison latérale et la rotation axiale sont couplées (du à la disposition des facettes articulaires postérieures) les efforts appliqués sur les disques intervertébraux lors des mouvements physiologiques sont une combinaison de compression, traction et cisaillement.

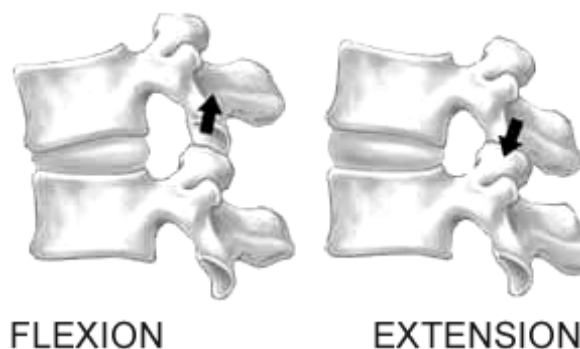


Figure 4.2 : Mouvement de flexion – extension [26]

5.1. Physiologie du mouvement

Les mouvements du rachis sont possibles grâce à l'existence d'un système articulaire complexe, le segment articulaire rachidien, unité fonctionnelle constituée par :

- le complexe disco-corporéal ou disco-somatique (ensemble formé par le disque et les deux corps vertébraux),
- les articulations inter-apophysaires postérieures, avec une orientation des facettes articulaires plutôt sagittale au niveau lombaire, jouant un rôle de butées en rotation axiale (en L5-S1, les facettes articulaires sont plus frontales qu'aux étages lombaires supérieurs, de façon à s'opposer au glissement antérieur de L5 sur le plateau sacré).
- les ligaments intervertébraux. Ce segment articulaire permet les mouvements dans les trois plans de l'espace (Figure 4.5) : sagittal (flexion extension), frontal (inflexion latérale), et transversal (torsion axiale). [12]

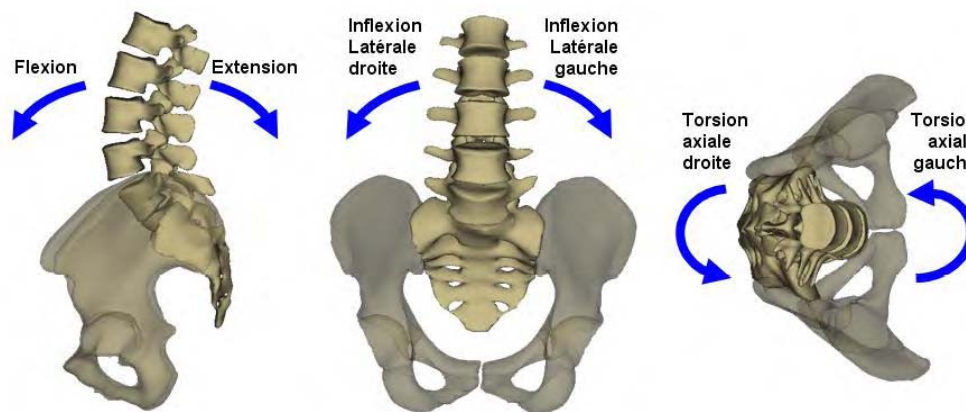


Figure 4.3 : Les mouvements du rachis lombaire[2].

5.2. Les amplitudes de mouvement

Il existe une grande variabilité de l'amplitude des différents mouvements, selon le niveau considéré, l'âge de l'individu, sa musculature, et l'élasticité constitutionnelle de ses tissus.

Les données de la littérature s'appuient sur des études *in vivo*, notamment à partir de radiographies dynamiques ainsi que sur des mesures *in vitro*, sur pièces anatomiques.

➤ Flexion - Extension

C'est de loin le mouvement qui a été le plus analysé, avec une grande diversité des protocoles de mesure. Les valeurs moyennes mesurées lors d'études *in vivo* (radiographie 2D [Champain et al 2006], stéréoradiographie 3D [Percy et al. 1985; Dodd 1986; Plamondon 1988] ou encore cinéradiographie [Kanayama 1996]) pour l'amplitude globale de Flexion – Extension, tous protocoles confondus, sont présentées Figure 4.4:

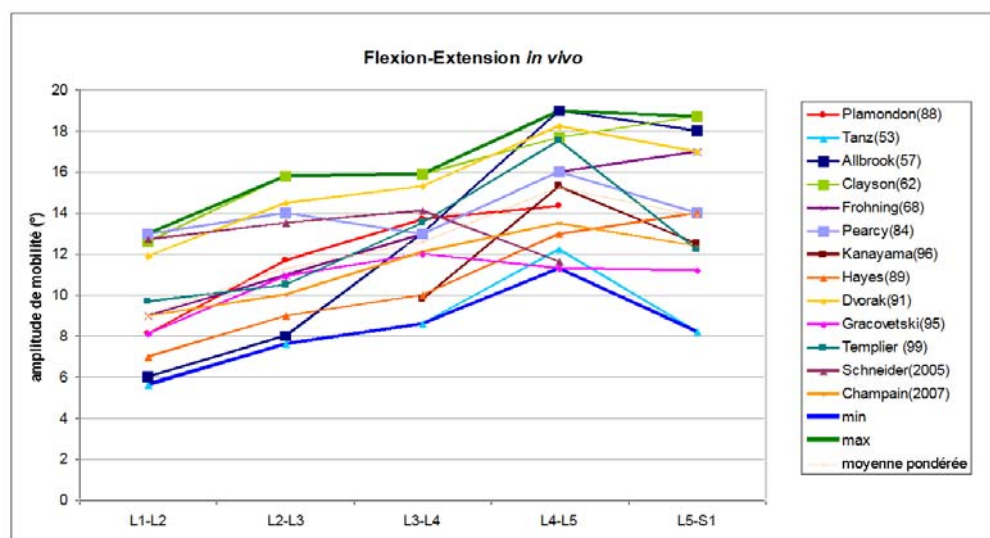


Figure 4.4 : Comparaison des Amplitudes de flexion - extension *in vivo* (âges, sexes, et protocoles confondus) ([Templier 1998] et [Champain et Al. 2007] [27].

Notons que l'amplitude de flexion-extension a tendance à croître de la charnière thoracolombaire à la charnière lombo-sacrée.

D'autres auteurs, tels que Wong [Wong et al. 2004; Long et al. 2006], ou encore Lee [Lee et al. 2002], ont réalisé des mesures par vidéo fluoroscopie sur sujets asymptomatiques (30, 100 et 30 sujets respectivement). L'intérêt de cette méthode est, comme pour la cinéradiographie, de permettre le suivi des mobilités intervertébrales pour chaque niveau, pour différentes amplitudes de mouvement lombaires globales (Figure 4.5).

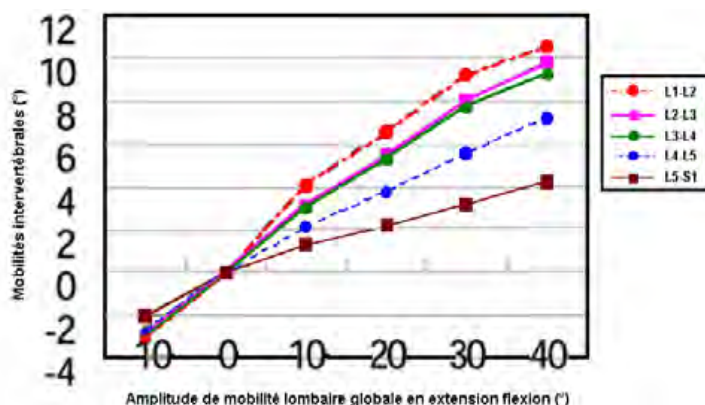


Figure 4.5 : Evolution des mobilités segmentaires en fonction de la mobilité lombaire globale [27].

Notons que pour ces dernières études, les sujets étaient en position initiale « debout » sans limitation des mouvements du bassin. Il en résulte des mobilités plus importantes aux niveaux lombaires supérieurs par rapport aux niveaux lombaires inférieurs, contrairement aux resultants présentés Figure 4.5. Ceci met encore une fois en évidence la diversité des protocoles employés qui rendent les comparaisons difficiles, notamment avec ces études récentes réalisées en continu (pas seulement en flexion et extension extrême).

Selon Wong, l'amplitude globale de la flexion est de $53.0^{\circ} \pm 10.2^{\circ}$ au niveau lombaire. Celle de l'extension est de $23.4^{\circ} \pm 8.3^{\circ}$. Cosentino [Cosentino et al. 1982], estime, lui, que la flexion représenterait 75% de l'amplitude globale en flexion extension, contrairement aux données de Kapandji (58%) [Kapandji 1975], ou de Castaing (50%) [Castaing et al. 1979]. Wong s'est également intéressé à l'évolution des mobilités avec l'âge et constate, tout comme Tanz [Tanz 1953], une diminution de l'amplitude de mobilité en flexion extension avec l'âge.

Enfin, certains auteurs [Dvorak et al. 1995; Wong et al. 2004] se sont également penchés sur l'influence du sexe des sujets sur l'amplitude de mobilité en flexion extension sans trouver de différence significative entre les deux sexes.

L'étude du rachis *in vivo* (avec ou sans implant) pose certains problèmes, liés à l'inaccessibilité de la structure, à sa complexité, et à sa taille. L'évaluation *in vivo* des implants rachidiens consiste donc principalement à interpréter les informations issues des différentes modalités d'imagerie. En ce qui concerne les expérimentations *in vitro*, les études sont nombreuses, tant pour les rachis non instrumentés que pour les rachis instrumentés.

5.3. Amplitudes de mobilités intervertébrales lombaires et lombo-sacrées

5.3.1 Mobilité du rachis lombaire

le disque intervertébral permet:

- ❖ une grande étendue de mouvements entre deux vertèbres (6 degrés de liberté)
- ❖ les massifs articulaires se comportent comme des guides dont la fonction est d'orienter le mouvement et les structures capsulo-ligamentaires et les muscles comme des freins qui vont rendre le mouvement harmonieux et lui donner des limites physiologiques.
- ❖ L'amplitude de mouvement segmentaire est maximale à L4L5 et elle décroît de L5S1 et L3L4 à L2L3 et L1L2 Ce mouvement est prépondérément circulaire autour d'un axe de rotation situé au niveau du corps vertébral sous-jacent et il présente certaines particularités.
- ❖ la forme ovale du foramen en flexion, qui devient triangulaire en extension, car sa partie inférieure est rétrécie par la protrusion discale et par le bombement du ligament jaune et de la capsule articulaire postérieure Le mouvement d'extension, qui s'accompagne d'une hyperlordose, a une amplitude moyenne de 35
- ❖ Le noyau se déplace vers l'avant et le disque, recouvert du ligament longitudinal postérieur détendu, bombe en arrière.
- ❖ Le mouvement est arrêté par la butée osseuse des arcs postérieurs et la tension du ligament longitudinal antérieur, phénomène marqué au niveau de l'isthme de L5, ou le cisaillement répété qui se crée peut favoriser, dans certaines circonstances, l'apparition d'une fracture de fatigue.

Le mouvement de flexion est accompagné d'un redressement de la lordose et décrit en moyenne 60°. Dans cette situation, le nucleus se déplace vers l'arrière et exerce une forte pression sur les fibres postérieure de l'annulus, tandis que le ligament longitudinal postérieur, le ligament jaune et la capsule des articulations postérieures sont tendus.

L'inclinaison latérale unilatérale (droite ou gauche) se chiffre entre 20 et 28°, avec une forte limitation (amplitude quasi-nulle) au niveau L5S1, du fait de l'existence des ligaments ilio-lombaires.

La rotation axiale est très réduite au niveau lombaire, du fait de la configuration des articulations zygapophysaires ; ce mouvement se produit autour d'un axe situé en zone postérieure, sollicitant ainsi le disque intervertébral en cisaillement, ce qui le limite fortement (entre 5° et 13 °).

Etant donné que l'inclinaison latérale et la rotation axiale sont couplées (du à la disposition des facettes articulaires postérieures) les efforts appliqués sur les disques intervertébraux lors des mouvements physiologiques sont une combinaison de compression, traction et cisaillement.

Sollicitation Niveau	Flexion Extension	Inflexion Latérale	Rotation Axiale
L1-L2	5°-12°	5°-10°	1°-4.5°
L2-L3	7°-16°	7°-14°	2°-5°
L3-L4	8°-16°	7°-12°	1°-5°
L4-L5	8°-16°	6°-12°	2°-4°
L5-S1	7°-17°		1°-3°

Amplitudes de mobilité intervertébrale lombaire [8]

- Flexion-extension. es valeurs maximales et minimales de mobilité obtenues *in vivo*. En valeur moyenne l'amplitude de la mobilité intervertébrale en flexion-extension croît progressivement de L1-L2 à L5-S1. Elle vaut en moyenne 10° en L1-L2 12° en L2-L3 13° en L3-L4 14° en L4-L5 et atteint 15° en L5-S1

Le calcul précis de la mobilité intervertébrale lombaire est important dans l'évaluation de l'instabilité.

5.4. Les efforts supportés par le rachis lombaire

les efforts supportés par les disques intervertébraux lors de mouvements physiologiques (décrits précédemment), la combinaison de forces de traction et de cisaillement semble plus nocive pour le disque que l'excès de forces de compression.

En général, la charge compressive résulte du poids du corps, du transport éventuel de charges et des forces musculaires opposées et elle est transmise au niveau du segment fonctionnel d'une plaque cartilagineuse vertébrale à l'autre par l'intermédiaire de l'annulus et du nucleus.

Le nucleus, déformable mais incompressible, transforme les forces axiales en forces radiales (Figure 4.6) : la forte pression dans le nucleus refoule l'annulus et les plaques cartilagineuses intervertébrales.

L'annulus se déforme, mais il reprend ensuite sa forme initiale grâce à ses propriétés élastiques, liées notamment à l'obliquité inversée des fibres des lamelles successives. Quand le disque est dégénéré (Figure 4.6), la charge est transmise directement par l'annulus car la pression est insuffisante dans le nucleus, donc les pressions du disque exercées sur les plaques cartilagineuses vertébrales sont distribuées en périphérie.

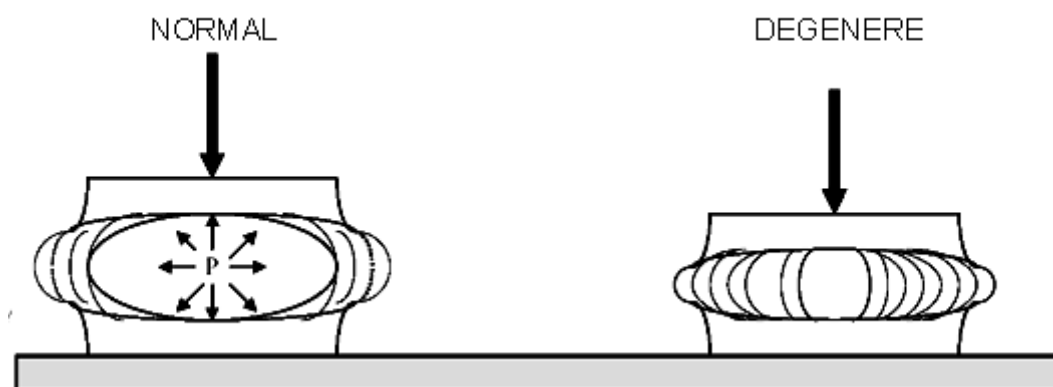


Figure 4.6: Transmission des charges au niveau du disque[8]

Les contraintes subies par les disques intervertébraux varient avec la posture, qui ont mis en évidence une augmentation en position assise versus debout (équivalente à une charge de 100-175 kg selon sujet) et par mise en tension de la cavité abdominale (expir forcé), en opposition avec la contention lombaire (ou elle diminue de 25%) Nachemson'81, '95. En statique, à chaque étage vertébral existe un équilibre entre :

- .Le poids du segment corporel sus-jacent
- . La tension des muscles spinaux et des ligaments postérieurs, en arrière,
- . la tension des muscles abdominaux, du ligament vertébral commun antérieur, et la force correspondant à la pression régnant dans la cavité thoracoabdominale, en avant.
- . la réaction du segment rachidien sous-jacent

la résultante de ces forces a une composante de compression et deux composantes de cisaillement (antérieur ou postérieur et latéral), qui s'appliquent au centre du plateau vertébral supérieur. Une étude ultérieure de Lavaste montre une prépondérance des composantes de compression sur les composantes de cisaillement, le rapport moyen étant de 10, sauf en position verticale où ce rapport est égal à 2 notamment pour L5/S1.

Les charges globales supportées par le rachis lombaire, modélisées par Morris'61, Maquet et Bartelink Mangione'97, ont été représentées par Kapandji'86. de la manière suivante (Figure 4.7) :

le poids de la partie supérieure du tronc P exerce un moment fléchissant lors de la flexion vers l'avant (grand bras de levier), équilibré par les muscles spinaux (bras de levier 7 à 8 fois plus court) à travers une force S1 qui doit être 7 à 8 fois plus grande que le poids P1. De cette façon, la force s'exerçant sur le disque lombo-sacré est égale à la somme de P1 et S1 et augmente avec le degré de flexion du sujet (bras de levier) et avec le port de charges.

Comme le poids de la portion du corps sus-jacente à l'étage rachidien considéré et son centre de gravité peuvent être déterminés par arycentrométrie Duval-

Beaupere'92, des nombreux chercheurs se sont penchés sur l'analyse des charges supportées par le rachis Lavaste'90;Lavaste'92;Nachemson'81, '95;Skalli'93;Wilke'01. Ainsi, pour un sujet de taille moyenneMaquet'81 en statique debout les charges supportées (normalement environ 400-450 kg) peuvent aller jusqu'à 1200 kg, ce qui dépasse la limite de rupture calculée pour les disques asymptomatiques : 500-800 kg et pour ceux dégénérés (personnes âgées) : 150 kg Mangione'97. De plus, pour le rachis en mouvement il faut considérer la force multipliée par le bras de levier, ce qui fait que la charge supportée par exemple lors d'une flexion du tronc de 20° est équivalente à 200% du poids du corps entier Mayoux-Benhamou'94 et elle augmente avec le port de charges.

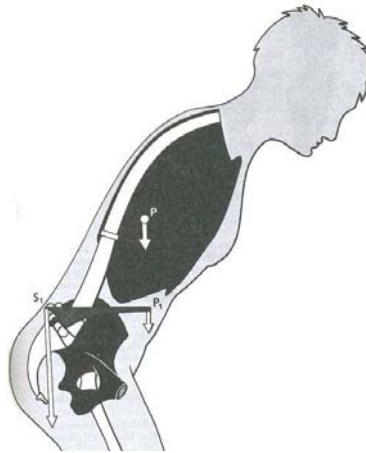


Figure 4.7 Modélisation des efforts supportés par le rachis lombaire [28]

5.5. Les efforts appliqués au rachis dorso-lombaire

LA COLONNE - Dans les ouvrages classiques, on reconnaît à la colonne vertébrale deux parties : le rachis fixe, ou sacrum, et le rachis mobile qui comprend la colonne cervicale, la colonne thoracique ou dorsale et la colonne lombaire. Puis on étudie séparément le rachis cervical, le rachis dorsal, ou le rachis lombaire sous les angles variés de l'anatomie, la physiologie, la mécanique, la pathologie, la rééducation. . .

Tout se passe comme si l'on avait affaire à trois organes différents, sans liaison entre eux... ou si peu.

- Deux conséquences principales en découlent L'étude des quatre charnières anatomo-fonctionnelles, crania-cervicale, cervico-dorsale, dorso-lombaire, lombosacrée, ne retient pas suffisamment l'attention que justifient , les contraintes et efforts mécaniques qu'elles supportent et la richesse de leur pathologie.

On admet, ipso facto et à priori, que l'origine des douleurs se situe au niveau du rachis lombaire pour les lombalgies, dorsal pour les dorsalgies, et cervical pour les cervicalgies.

Il en résulte combien d'erreurs d'orientation diagnostique et thérapeutique !

Des points de vue de la physiologie, la physiopathologie, la biomécanique ,La mobilité vertébrale est naturellement plurisegmentaire. Les mouvements d'un segment rachidien ne peuvent être isolés. Ils se prolongent, en amont et en aval, en entraînant dans le même sens les segments voisins. A l'évidence, il est impossible de faire exécuter au rachis lombaire un mouvement de flexion passive sans mobiliser aussi, en flexion :

- * en amont, la charnière thoraco-lombaire, et le rachis thoracique
- * en aval, la charnière lombo-sacrée et, le plus souvent, les articulations jusqu'en T7 au minimum.

➤ **Charges physiologiques observées dans le rachis lombaire**

Afin d'évaluer les charges physiologiques dans le rachis lombaire, des mesures de pressions intra discales *in vivo* ont été réalisées par plusieurs auteurs, notamment Nachemson [Nachemson 1966] et Wilke [Wilke 1999]. Nachemson [Nachemson 1966] mesure ainsi, pour une personne de 70kg, une charge de 1000 N en position debout sur le disque L3. [2]

➤ **Contraintes en compression:** elles sont importantes, ce qui explique la fréquence de la dégénérescence discale.

au niveau de L3

décubitus dorsal : 25 % du poids corporel	décubitus latéral : 75 %
debout : 100% du poids corporel	debout fléchi à 20° : 150%
assis sans dossier : 140%	assis fléchi à 20° : 190%

Ce qui donne une moyenne de 5 daN.cm⁻² debout et 7.5 daN.cm⁻² assis.

Ces contraintes en compression augmentent considérablement lorsqu'on soulève un poids et dans ce cas le coussin hydraulique des viscères abdominaux, mis en tension par la contraction des muscles larges de l'abdomen, absorbe une partie de la charge et reporte en avant le point fixe du levier inter-appui, d'où une diminution du moment de la pesanteur. [11]

➤ **Contraintes en cisaillement :**

les disques sont cunéiformes, il y a donc une composante de cisaillement très importante, d'autant plus que la vertèbre est plus inclinée sur l'horizontale = maximum en L5-S1.

Exemple: pour un sujet debout de 70 daN, portant dans chaque main un poids de 22 daN, on trouve *in vivo* :

L1L2 = 8 daN ; L2L3 = 0 daN (cette vertèbre est habituellement horizontale); L3L4 = 6,5 daN ; L4L5 = 16 daN ; L5S1 = 33 daN. Les contraintes en cisaillement de la charnière lombo-sacrée L5S1 sont en grande partie reprise par l'accrochage des apophyses articulaires postérieures. [11]

➤ **Contraintes en rotation :**

assumées en part égales par l'arc postérieur et les disques. Du fait de l'axe de rotation qui n'est pas centré sur le nucleus, il y a forcément des glissements des corps vertébraux les uns sur les autres d'où des risques de dégénérescence qui débutent aux angles postéro-internes. [11]

➤ **Equilibre :** la résultante du centre de gravité du corps humain chez l'homme debout en position anatomique passe juste en avant de L3, ce qui suppose un travail

peu important mais constant des muscles profonds de la masse sacro-lombaire pour maintenir l'équilibre.

6. DYNAMIQUE:

6.1. Flexion-Extension:

Position de référence anatomique

Définition : mouvement d'inclinaison dans un plan sagittal, la flexion diminue la lordose physiologique lombaire en rapprochant la paroi antérieure de l'abdomen de la face antérieure des cuisses ; c'est l'inverse pour l'extension.

Axe: transversal, passe par le nucleus, en AR du centre géométrique pour l'extension et en Avt pour la flexion.

Amplitude : très variable selon les sujets, leur âge et les auteurs : en moyenne 80° au total : 50° pour la flexion et 30° pour l'extension.

FLEXION : partie antérieure du disque s'écrase partie postérieure du disque se tend et forme la limite principale le lig. vertébral commun post se tend

Flexion: Grand droit abdomen ; Psoas ; Grand oblique ; Petit oblique + PESANTEUR
Extension: Grand dorsal; Ilio-costal; Long dorsal; Epi-épineux; Ilio-costal thoracique; Transversaire-épineux ; Interépineux

6.2. Inclinaison droite et gauche:

Position de référence anatomique

Définition: mouvements d'inflexion latérale dans un plan frontal, entraînant une concavité homolatérale et une convexité contralatérale. Du côté de l'inflexion, la paroi latérale du tronc se rapproche de la face externe de la cuisse et s'en éloigne du côté opposé. Ces mouvements d'inflexion ne sont pas purs par la présence d'une rotation homolatérale automatique.

Axe: sagittal, passant par le disque mais non parfaitement horizontal du fait de la rotation anatomique.

Amplitude : 20 à 30° de chaque côté ; maximum en L2/L3 ; avec de grosses variations individuelles. . [11]

6.3. Rotation

C'est le mouvement le plus limité à cet étage du fait des trochoïdes articulaires postérieures et de la puissance de l'appareil ligamentaire.

Position de référence anatomique

Définition: mouvement dans un plan horizontal au cours duquel une épaule se déplace en avant du plan frontal et l'autre en arrière

Axe: vertical, quelque part en arrière de la partie postérieure du disque et la base de l'apophyse épineuse, de façon à ne pas induire un trop fort cisaillement horizontal au disque intervertébral.

Amplitude: 9° in vivo au total, soit moins de 1° par étage de chaque côté ; la charnière dorso-lombaire est à elle seule plus mobile (10°). Assis, la rotation est négligeable : 3°. A la marche, L5 tourne de 1,5° et les 4 autres de 2°.

7. ANALYSE DES CHARGES [15]

L'analyse des charges va permettre en premier lieu, d'appréhender les répercussions au niveau des articulations. Ainsi, , analyser les contraintes s'exerçant sur la colonne vertébrale. nous en évaluerons les risques et les problèmes inhérents. Enfin, nous essaierons de proposer une solution.

La colonne vertébrale se compose de 24 vertèbres mobiles empilées les unes sur les autres et séparées par un système fibreux composé d'un noyau entouré d'un anneau. Entre chaque vertèbre existe un trou transversaire d'où sortent les nerfs issus de la moelle épinière et destinés aux différentes parties du corps. Lorsque l'on décompose une vertèbre type en ses différentes parties constitutives, on constate qu'elle est formée en avant par le corps vertébrale et en arrière par l'arc postérieur qui s'apparente à un fer à cheval où viennent se fixer de part et d'autre le massif des apophyses articulaires. Entre l'arc antérieur et l'arc postérieur s'écoule le canal rachidien.

Le noyau fibreux, emprisonné dans son anneau s'apparente grossièrement à une bille intercalée entre la face inférieure de la vertèbre sus-jacente et la face supérieure de la vertèbre sous-jacente. Celui-ci joue le rôle d'amortisseur et de rotule qui va autoriser les mouvements de flexion, d'extension et de rotation de la colonne vertébrale. Ce type d'articulation qui, appartient au levier inter-appui, est très sensible au déplacement du centre de gravité, c'est à dire à l'augmentation du bras de levier comme cela est le cas lors des exercices de flexion des cuisses.

A titre d'exemple, si l'on prend un sujet de 80 kg en position debout et dont 40 kg se trouve au-dessous de la troisième lombaire (L3), la verticale qui passe par le centre de gravité tombe 5 cm en avant du centre du disque de L3. Les muscles du rachis passent 5 cm environ derrière le disque, c'est pourquoi la force musculaire doit être égale à 40 kg ou 400 Newton pour empêcher la partie inférieure du corps de tomber en avant.

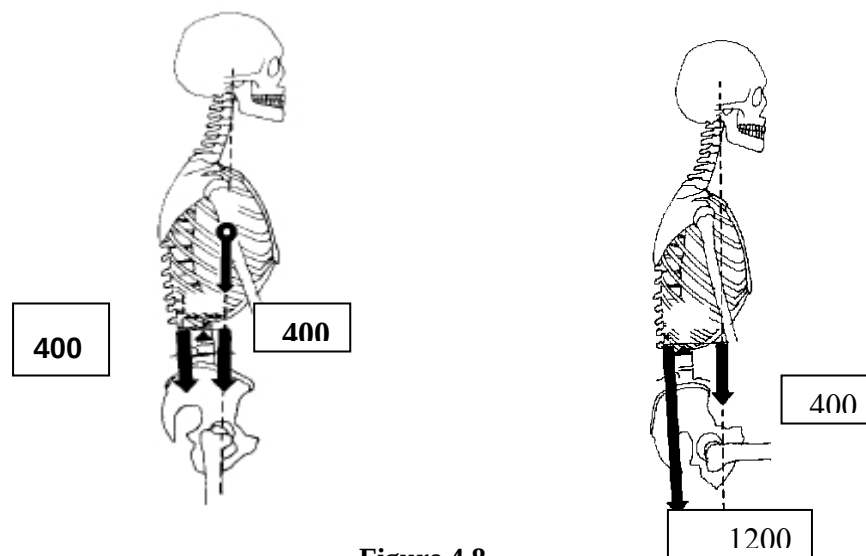


Figure 4.8

Si cette même personne est en position assise, c'est à dire en flexion lombaire, la verticale qui passe par le centre de gravité tombe 15 cm environ en avant de L3. Le

bras de levier des muscles est de 5 cm environ (comme lors de la position debout), ce qui nécessite une force de 1200 N pour obtenir un équilibre. La force appliquée sur le disque sera de $1200 + 400 = 1600$ N ou **160 kg**.

On comprend dès lors de l'importance du respect des courbures physiologiques. Que se passe-t-il lors d'un mouvement de flexion au niveau des lombaires ?

Lors du mouvement de flexion, le corps vertébral de la vertèbre sus-jacente s'incline et glisse légèrement vers l'avant dans le sens de la flèche F, ce qui diminue l'épaisseur du disque dans sa partie antérieure et l'augmente dans sa partie postérieure. Le disque intervertébral prend donc une forme en coin à base postérieure et le nucleus pulposus est chassé vers l'arrière. Sa pression augmente donc sur les fibres postérieures de l'anneau fibreux ; simultanément les apophyses articulaires inférieures de la vertèbre supérieure glissent vers le haut et ont tendance à se dégager des apophyses articulaires supérieures de la vertèbre inférieure (flèche 1) ; la capsule et les ligaments de cette articulation interapophysaire sont donc tendus au maximum, de même que tous les ligaments de l'arc postérieur : le ligament jaune, le ligament inter-épineux (2), le ligament sur-épineux et le ligament vertébral commun postérieur. Cette mise en tension limite, en définitive, le mouvement de flexion.

7.1. Compression de L4/L5

La Figure 4.9 présente une comparaison des mesures de compression d'un disque L4/L5 effectuées par Nachemson [Nachemson 1966] et Wilke [Wilke 1999] dans différentes)

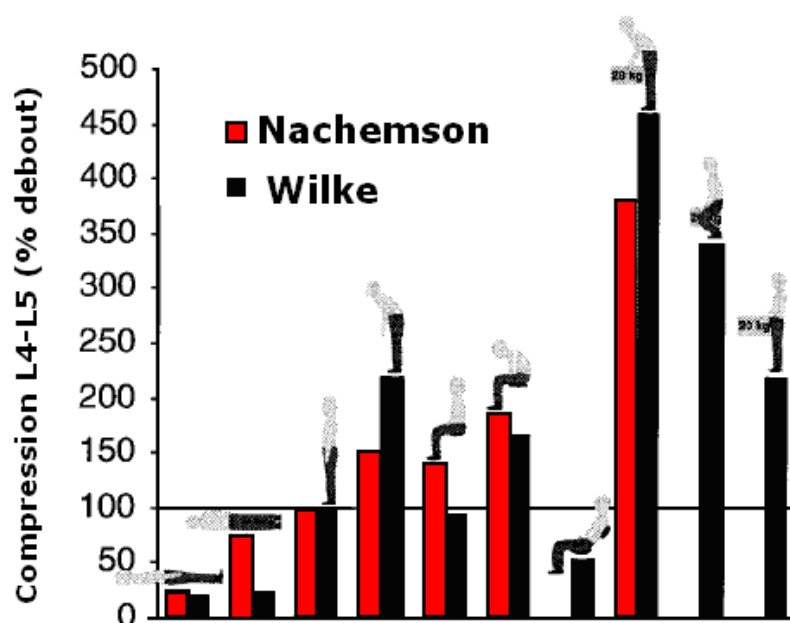


Figure 4.9 : Compression de L4/L5 pour différentes configurations d'un sujet de 70 kg (Wilke 1999 et pNachemson 1966) [29] .

Dans le cas d'un lever de charge (20kg) avec le buste incliné, on calcule une compression supérieure à 4500N en considérant une charge de l'ordre de 1000N mesurée pour une position debout [Wilke 1999].

7.2 .CHARNIERE LOMBO-SACREE

la charnière lombo-sacrée représente un point de faiblesse de l'édifice rachidien. En raison de l'inclinaison du plateau supérieur de la première sacrée, le corps de la cinquième lombaire a tendance à glisser en bas et en avant : le poids P peut être décomposé en deux forces élémentaires, une force N perpendiculaire au plateau supérieur du sacrum et une force G parallèle au plateau supérieur du sacrum qui tire le corps vertébral de L 5 vers l'avant (**Figure 4.10**). Ce glissement est empêché par l'amarrage solide de l'arc postérieur de L 5.

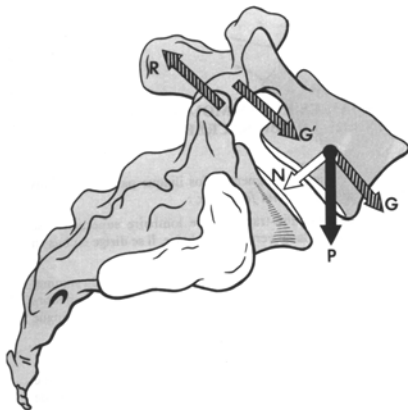


Figure 4.10

La transmission de ces efforts s'effectue par un point de passage obligé au niveau de l'isthme vertébral.

On appelle ainsi la portion de l'arc postérieur comprise entre les apophyses articulaires supérieures et les inférieures. Lorsque cet isthme est rompu ou détruit, comme il est figuré ici, on dit qu'il existe une spondylolyse. L'arc postérieur n'étant plus retenu en arrière sur les apophyses supérieures du sacrum, le corps vertébral de L 5 glisse en bas et en avant créant un spondylolisthésis. Les seuls éléments qui retiennent alors la cinquième lombaire sur le sacrum et l'empêchent de glisser plus encore sont, d'une part le disque lombo-sacrée dont les fibres obliques

sont mises en tension, et d'autre part les muscles des gouttières vertébrales dont la contracture permanente est à l'origine des douleurs du spondylolisthésis.

Comprend L4, L5 et S1. [11]

Trois rôles inverses:

- 1- faire la jonction entre le rachis mobile et le fixe, à la limite de 2 courbures
- 2- servir de point d'appui à la colonne sur le bassin
- 3- transmettre, diffuser et disperser les contraintes verticales du poids du corps vers les membres inférieurs et le sol. La stabilité prime la mobilité.

7.2.1 Statique:

Stabilité:

face supérieure de S1 (qui regarde en Ht et en Avt) est inclinée sur l'horizontal d'environ 45° avec beaucoup de variations individuelles.

le poids du corps se divise en deux composantes :

1- compression 2- cisaillement

Cette composante de cisaillement est orientée vers l'avant et le bas.

Les efforts de compression sont absorbés et transmis par le disque intervertébral.

Les efforts de cisaillement sont absorbés et transmis par :

1- apophyses articulaires inf. de L5 sont accrochées aux apophyses articulaires supérieures

2- capsule inter-apophysaire présente un fort épaissement postérieur

3- ligaments puissants qui souffrent dans beaucoup de pathologie de cette charnière :

- intertransversaires (de apo. transverse de L5 à ailerons sacrés)
- lig. ilio-lombaire sup. oblique en bas et en arrière
- interépineux (de apo. épineuse de L5 à crête sacrée)
- lig. vertébral commun ant. et post.

4- muscles para-vertébraux

Plus le plateau sacré est incliné, plus les efforts en compression sont faibles, mais ceux en cisaillement deviennent de plus en plus importants. L'inverse si le plateau sacré s'horizontalise. La somme des deux composantes est une constante pour chaque individu à un instant donné.

7.2.2 Dynamique

Flexion-Extension :

Position de référence anatomique

Axe : passe par le nucleus

Amplitudes: L4/L5 : 12° ; L5/S1 : 15° en global

Conclusion

A partir des études anatomiques, on peut voir que la structure du rachis est complexe.

C'est une chaîne ostéo-articulaire avec un grand nombre de degrés de liberté. Les composantes de cette structure sont encore des limitations à la compréhension, surtout que la géométrie et le comportement des tissus mous comme les ligaments et les muscles, ils sont difficiles à déterminer dans la condition du fonctionnement du rachis in-vivo.

D'un point de vue biomécanique, la description du mouvement du rachis concerne les trois groupes des paramètres suivantes: les paramètres cinématiques (rotation des ostéoarticulaires), les paramètres cinétiques (chargement mécanique) et les paramètres de la relation entre ces deux groupes des paramètres (comportement mécanique). Néanmoins, les connaissances obtenues sont encore insuffisantes pour comprendre le fonctionnement de cette structure complexe du corps humain.

Pour la cinématique, le paramètre analysé le plus commun des études précédentes est l'amplitude du mouvement intersegmentaire, c'est un paramètre statique entre deux positions extrêmes du rachis.

Pour le comportement mécanique, certaines des études expérimentales in-vitro peuvent construire la courbe du comportement de chaque unité fonctionnelle mais seulement avec un faible moment appliqué sur des pièces anatomiques du rachis cervical. In-vivo, on ne trouve aucune étude concernant le comportement du rachis pendant son mouvement.

Pour développer des modèles personnalisés, un protocole expérimental a été développé pour l'obtention simultanée des données géométriques et des acquisitions de cinématiques externes. Puis, les deux types de modèles corps rigides sont développés, modèle ostéo-articulaire et musculo-squelettique.

CHAPITRE IV

Synthèse Anatomiques A partir des Etudes Bibliographique

Conclusion générale

En biomécanique ostéoarticulaire le travail des chercheurs consiste à proposer des solutions thérapeutiques destinées à restaurer la mobilité du squelette.

Les rappels d'anatomie permis d'introduire le contexte de ce travail de thèse. Ainsi, 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 donnent des résultats mettent en évidence la similitude entre les amplitudes de mobilité intervertébrale *in vivo* et les amplitudes de mobilité intervertébrale *in vitro*.

Ces différentes méthodes d'analyse biomécanique des implants et de leur conception, nous a permis de mieux cibler les axes de recherche. En ce qui concerne les expérimentations *in vitro*, les études sont nombreuses, tant pour les rachis non instrumentés que pour les rachis instrumentés.

Cette étude mis en relief le difficile compromis à respecter entre la longévité du matériel, la rigidité du matériel et la qualité de la consolidation osseuse. C'est en fait l'association des connaissances en biomécanique rachidienne et remodelage osseux qui permet de répondre en partie à ce compromis et d'aider à la conception des matériels d'ostéosynthèse.

Tous les modèles biomécaniques antérieurs présentent un défaut principal fait que l'équilibre statique ou dynamique des moments externes est étudié seulement à une section transversale prise à un seul niveau le long de la colonne (souvent aux niveaux lombaires les plus bas) et non pas sur la longueur entière de la colonne et l'évaluation globale des forces musculaires du tronc et des forces de réaction dans la partie ligamentaire osseuse de la colonne; Cette évaluation est souvent effectuée à un niveau spécifique de la colonne.

REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- [1] Dr.Fidèle Likibi **Intégration osseuse du TiNi poreux pour une arthrodeuse 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** L'École Nationale Supérieure d'Arts et Métiers Spécialité "Biomécanique" 2008

- [3] Pr. Jean-Luc Lerat **Orthopédie Sémiologie et traumatologie du rachis DCEM** , Faculté de Médecine Lyon-Sud 2004 – 2005

- [4] Dr. Ludovic HUMBERT **CONTRIBUTION A L'AUTOMATISATION DU TRAITEMENT DES RADIOGRAPHIES DU SYSTÈME OSTÉOARTICULAIRE POUR LA MODÉLISATION GÉOMÉTRIQUE ET L'ANALYSE CLINIQUE** 2008

- [5] Pr Gilbert VERSIER **BIOMECHANIQUE DU RACHIS** Service de chirurgie Orthopédique HIA Begin 94160 St-Mandé L'iconographie est notamment issue des ouvrages de Mr Netter et Kapandji 2008

- [6] Dr.Raphaël DUMAS **ANALYSE BIOMECHANIQUE DE LA CORRECTION DES SCOLIOSES PAR LA TECHNIQUE DU MODELAGE IN SITU** 2002

- [7] P_r. FRANCOIS LAVASTE **Biomécanique et ostéosynthèse du rachis ENSM-LBM** Conférences d'enseignement de la Sofcot 1997.

- [8] P_r. FRANCOIS LAVASTE **Biomechanique osteoarticulaire ENSM-LBM** Conférences Générales 2000

- [9] M. Rostedt, L. Ekström, H. Broman, T. Hansson **Rigidité axiale des segments lombaires humains de mouvement, la dépendance de force** *Journal de la biomécanique* **31 (1998) 503-509**
"département des orthopédies, université de Göteborg , Göteborg, Suède
université de Chalmers de technologie, Göteborg , Suède Reçu 18 Février 1998

- [10] Dr. Dominique FOUCAT Docteur de l'Université Louis Pasteur – Strasbourg I **Effets de la présence d'un grillage métallique au sein du ciment de scellement des cupules des prothèses totales de hanche. Etude mécanique et thermique.** 2003

- [11] Dr. M. PILLU **CINESIOLOGIE DU RACHIS RACHIS THORACO-LOMBAIRE (1ère Partie) (E.N.K.R.E.)** 1999-2000
- [12] Dr. Sabina MARCOVSCHI CHAMPAIN **CORRELATIONS ENTRE LES PARAMETRES BIOMECHANQUES DU RACHIS ET LES INDICES CLINIQUES POUR L'ANALYSE QUANTITATIVE DES PATHOLOGIES DU RACHIS LOMBAIRE ET DE LEUR TRAITEMENT CHIRURGICAL**
l'École Nationale Supérieure d'Arts et Métiers Spécialité "Bio-Mécanique" 2008
- [13] Dr. Emilie SAPIN **PERSONNALISATION DES PROPRIETES MECANIQUES DE L'OS VERTEBRAL A L'AIDE D'IMAGERIE A BASSE DOSE D'IRRADIATION:** l'École Nationale Supérieure d'Arts et Métiers
"Spécialité "Biomécanique" 2008
- [14] **PETIT LAROUSSE DE LA MEDECINE**
Imprimé en Italie 501 203 S- Février 1996 Sous la direction du :
Professeur André DOMART
Professeur de clinique à la faculté de Médecine de Paris, et du
Docteur Jacques BOURNEUF Ancien externe des hôpitaux de Paris
- [15] **ANALYSE DES CHARGES SUR LE SQUELETTE**
Par- Dr. Jean-Pierre GOUSSARD:
"Biomécanique" Le 27.05.97
- [16] **[Kamina 2006]**
Kamina, P., 2006. **Anatomie clinique**. Tome 2, [Tête, cou, dos]. ed 3.
[Wong et al. 2004] Wong, K. W., Leong, J. C., Chan, M. K., Luk, K. D. and Lu, W. W., 2004. **The flexion-extension profile of lumbar spine in 100 healthy volunteers. Spine 29, 1636-1641.**
- [17] Kapanji IA. **Physiologie articulaire**. Maloine. Paris, 1986:255.
- [18] Stokes IA. **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; 19: 236-48.
- [19] Dubousset J. **Three-dimensional analysis of the scoliotic deformity**. In Weinstein SL. The pediatric spine: principles and practice: Raven Press, 1994: 479-96.
- [20] Lavaste F, Skalli W, Robin S, Roy-Camille R and Mazel C. **Three-dimensional geometrical and mechanical modelling of the lumbar spine**. Journal of Biomechanics, 1992; 25: 1153-64.

- [21] Schultz AB and Hirsch C. **Mechanical analysis of Harrington rod correction of idiopathic scoliosis.** Journal of Bone and Joint Surgery [Am], 1973: 55: 983-989. Stokes IA and Gardner-Morse M. **Three-dimensional simulation of Harrington distraction instrumentation for surgical correction of scoliosis.** Spine, 1993: 18: 457-64.
Portier L, Thibault A, Skalli W, Santin JJ, Zeller R and Lavaste F. **Approche d'une modélisation globale, tridimensionnelle par éléments finis, de la colonne vertébrale pour l'étude des scolioses.** Rachis, 1993: 5: 227-32.
Lavaste F. **Modelling of facet joints in a global finite element model of the spine: mechanical aspects.** In D'amico M, Merolli A and Santambroglio GC. **Three dimensional analysis of spinal deformities:** IOS Press, 1995: 107-112.
Leborgne P, Skalli W, Lecire C, Dubousset J, Zeller R and Lavaste F. **Simulation of CD Surgery on a personalized finite element model: preliminary results.** In Stokes IA. Research into spinal deformities 2: IOS Press, 1999: 126-129.
- [22] [NETT04] F.H. Netter, **Atlas d'anatomie humaine.** 2004: Masson.
- [23] [Laporte 2002] Laporte, S. (2002). **Reconstruction 3D du squelette humain Pour la biomécanique par radiographie biplane à dose minimale d'irradiation.** LBM. Paris, ENSAM.
- [24] [Diop 1992] Diop, A. (1992). **Contribution à l'analyse du comportement mécanique de segments rachidiens dorsolombaires et lombo-sacrés sains et restaurés par matériel d'ostéosynthèse.**LBM, Paris, Ecole Nationale Supérieure d'Arts & Métiers.
- [25] [Patwardhan et al. 2003] Patwardhan, A. G., Havey, R. M., Carandang, G., Simonds, J., Voronov, L. I., Ghanayem, A. J., Meade, K. P., Gavin, T. M. and Paxinos, O., 2003. **Effect of compressive follower preload on the flexion-extension response of the human lumbar spine.** J Orthop Res 21, 540-546.
- [26] Larson S, Maiman D. **Surgery of the lumbar spine.** New York: Thieme, 1999.
- [27] [Champain et al. 2006] Champain, S., Benchikh, K., Nogier, A., Mazel, C., Guise, J. D. and Skalli, W., 2006. **Validation of new clinical quantitative analysis software applicable in spine orthopaedic studies.** Eur Spine J 15, 982-991.
[Wilke 1999] Wilke, H. J., Neef, P., Caimi, M., Hoogland, T., Claes, L.E., 1999. **New in vivo measurements of pressures in the intervertebral disc in daily life.** Spine 24, 755-762
- [28] Kapandji I. Tronc et rachis. In Maloine E ed. **Physiologie articulaire: Maloine,** 1986.
Morris J, Lucas D, B B. **Role of the trunk in the stability of spine.** J Bone Joint Surg Am 1961;43:3.
- [29] WILKE, H.J., NEEF, P., CLIME, M., HOOGLAND, T. and CLAES, L.E., **New in vivo measurements of pressures in the intervertebral disc in daily life.** Spine, 24(8), pp.755-62, 1999

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 are chains osteo-articular with a great number of degrees of freedom. From a point of view biomechanic, 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 mobilities and the design of the materials of osteosynthesis

موجز
التهاب المفاصل ، مع عدد كبير من درجات الحرية. osteo هيكل العمود الفقري معقدة. بل هو سلسلة من وجهة نظر النشاط الحيوي ، والتحليل الصرفي من تشوه في العمود الفقري والعظام من الخصائص الميكانيكية ومكونات الأنسجة اللينة في العمود الفقري ، فإنها تسمح لنا مكان الأنسجة المختلفة ميكانيكيا من العمود بالنسبة لبعضها البعض. على الرغم من أن قيم سعة الحركات الرئيسية. الميكانيكا الحيوية الشوكي يساهم في تقدير حجم الهدف من المعلومات الميكانيكي للعمود الفقري في تقييم حركة العمود الفقري ومواد التصميم لتثبيت العظام