

N° d'ordre : 2004-40

Ecole Nationale Supérieure d'Arts et Métiers  
Centre de Paris  
Ecole de Technologie Supérieure  
Montréal

# THÈSE

EN COTUTELLE  
PRÉSENTÉE POUR OBTENIR LE GRADE DE

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

Spécialité : MÉCANIQUE

PAR

**Sophie CAMPANA**

---

Evaluation des relations entre propriétés biomécaniques et imagerie : étude *in vitro* du disque  
intervertébral

---

*Soutenue le 9 décembre 2004, devant le Jury d'examen :*

Monsieur GUNZBURG, Orthopaedics & Traumatology Surgery of the Spine, Belgique  
Monsieur SWIDER, Laboratoire de Biomécanique EA 3697, Toulouse  
Monsieur MAZEL, Chirurgien Orthopédique et Traumatologique, Paris  
Madame NUNO, Génie de la Production automatisée, Montréal  
Monsieur DE GUISE, Laboratoire en Imagerie et Orthopédie, Montréal  
Madame SKALLI, Laboratoire de Biomécanique de l'Ensam, Paris  
Monsieur LAVASTE, Laboratoire de Biomécanique de l'Ensam, Paris  
Monsieur MITTON, Laboratoire de Biomécanique de l'Ensam, Paris

Rapporteur  
Rapporteur  
Examinateur  
Examinateur  
Examinateur  
Examinateur  
Membre invité  
Membre invité

---

L'ENSAM est un Grand Etablissement composé de huit centres :

AIX-EN-PROVENCE - ANGERS - BORDEAUX - CHÂLONS-SUR-MARNE - CLUNY - LILLE - METZ - PARIS

*A Maria,*

# EVALUATION DES RELATIONS ENTRE PROPRIETES BIOMECANIQUES ET IMAGERIE : ETUDE *IN VITRO* DU DISQUE INTERVERTEBRAL

Sophie Campana

## SOMMAIRE

L'objectif de la thèse était d'évaluer les liens entre propriétés biomécaniques et imagerie rachidienne. A cette fin, un protocole expérimental *in vitro* a été mis en oeuvre sur 22 disques intervertébraux lombaires humains. Des essais caractérisant la mobilité sous charge, la viscoélasticité et la réponse dynamique des disques ont été réalisés, tandis que des radiographies, discographies et coupes IRM ont été recueillies. Les disques ont fait l'objet d'analyses macroscopiques et chimiques. Des modèles rhéologiques ont été développés. Enfin, des images radiographiques en double énergie ont été reconstruites. Trois grandes classes de caractéristiques ont été extraites des images : les grades de dégénérescence issus de trois modalités différentes, la géométrie et les singularités pathologiques. Pour chaque sollicitation, leurs effets ont été recherchés. Les anomalies de type scoliose ou calcifications de grande taille affectaient fortement la mobilité. Après exclusion des spécimens les plus pathologiques, des relations entre amplitudes de mobilité et géométrie (hauteur et surface) ont pu être mis en évidence. Fluage, relaxation et hystérésis étaient liés, et principalement affectés par la dégénérescence. Peu de caractéristiques disponibles influent le comportement dynamique. Enfin, le numéro atomique équivalent du disque intervertébral a pu être mesuré grâce à la radiographie en double énergie, et partiellement validé par l'analyse chimique. Ainsi cette thèse a permis de quantifier, à l'aide de l'imagerie, certains aspects du comportement biomécanique du disque intervertébral.

## REMERCIEMENTS

Je tiens tout d'abord à exprimer ma gratitude aux quatorze donneurs sans qui ce travail n'aurait pas pu voir le jour.

J'adresse mes sincères remerciements à Wafa Skalli et Jacques de Guise, qui ont tous deux dirigé ce travail avec complémentarité et grande rigueur scientifique. Merci pour leur confiance, pour la liberté et les moyens qu'ils n'ont pas hésité à m'offrir, mais aussi pour leurs conseils, leurs nombreux encouragements et leurs qualités humaines.

Je remercie vivement David Mitton, qui a guidé ce travail tout au long de ces quatre années avec sa disponibilité, son sens de l'écoute et ses précieuses compétences. Il m'a appris les techniques expérimentales, et tant d'autres aspects de la biomécanique.

Je remercie François Lavaste qui m'a accueillie fin 1999 au sein de son laboratoire pour un DEA, malgré un parcours antérieur légèrement atypique. Je lui dois ma vocation de biomécanicienne.

Je suis extrêmement reconnaissante envers Ludovic Rillardon, Estelle Charpail et Laurent Moraud qui ont tous trois participé au protocole expérimental. Sans leur volonté et leur engagement, les essais *in vitro* n'auraient pu se réaliser dans le court délai imparti. Merci à Ludovic pour sa délicatesse lors des prélèvements, et pour ses larges connaissances ; merci à Estelle et Laurent pour leur gentillesse et leur savoir-faire.

Je remercie Sébastien Laporte qui m'a si souvent mathématiquement secourue. Ses brillantes idées ont éclairé ce travail.

J'adresse mes remerciements à Christian Mazel, pour son accueil au début de cette thèse.

Je remercie Philippe Després avec qui j'ai eu la chance de partager une partie de ce travail, pour une collaboration extrêmement enrichissante. Merci également à Gilles Beaudoin, Sylvain Deschênes, Benoît Godbout et Pierre Gravel.

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

Merci au Centre du Don des Corps des Saints-Pères ; merci à Joachim Magnier et Michel Thourot pour la réalisation des essais ainsi qu'aux chercheurs de Biospace, particulièrement Kadda Medjoubi et Sébastien Teysseyre pour l'acquisition des radiographies ; merci enfin à toute l'équipe IRM de l'hôpital Beaujon, dont Antoine Feydy, qui a toujours su trouver un créneau horaire pour notre projet.

Je suis reconnaissante envers les organismes qui ont en partie financé ce travail : Valorisation Recherche Québec, Fondation Canadienne pour l'Innovation et Fonds Français de la Recherche Technologique. Mes très sincères remerciements vont également à l'ETS pour l'octroi de bourses personnelles durant trois années consécutives, ainsi qu'à l'ENSAM pour les moyens financiers mis à disposition pour ce projet.

Merci à Anne, Claire, Mélanie, Mercedes et Yasmina qui ont chacune à leur façon accompagné les étapes de ce travail. Merci à Anthony, Bertrand, Raphaël et Vincent d'avoir été là. J'adresse aussi ma profonde gratitude à Nicola, pour son amitié et ses multiples soutiens.

Merci à Brigitte Dubreuil, Vanessa Valminos et Mohamed Marhoum pour leur aide et leur bonne humeur.

Un grand merci aux membres des laboratoires montréalais et parisien, le LIO et le LBM. Je ne peux citer tous leurs noms, mais tous ont contribué à créer un environnement propice à la recherche.

Merci à mes amis et ma famille, toujours présents.

Que mes parents et mon frère trouvent ici l'expression de mon plus profond attachement et de ma gratitude infinie.

Je remercie enfin la personne avec qui j'ai le bonheur de partager mon quotidien, celui qui est devenu au cours de ce travail à la fois mon soutien moral, mon support technique, ma boîte à idées et, surtout, le père de mon enfant.

## TABLE DES MATIÈRES

	Page
SOMMAIRE .....	iii
REMERCIEMENTS.....	iv
TABLE DES MATIÈRES .....	vi
Liste des Tableaux.....	ix
Liste des Figures.....	x
INTRODUCTION .....	1
CHAPITRE 1 ANATOMIE ET REVUE DE LITTERATURE.....	4
1.1 Rachis et disque intervertébral.....	4
1.1.1 Présentation générale .....	4
1.1.2 Biochimie .....	6
1.1.3 Nucleus pulposus, annulus fibrosus et plateaux cartilagineux.....	8
1.1.3.1 Nucleus pulposus .....	8
1.1.3.2 Annulus fibrosus .....	9
1.1.3.3 Les plateaux cartilagineux.....	10
1.1.4 Comportement mécanique .....	12
1.2 Dégénérescence du disque intervertébral.....	13
1.3 Morphométrie.....	18
1.4 Influence de la congélation .....	19
1.5 Etude des mobilités et de la compression .....	20
1.6 Fluage, relaxation et modèle rhéologique .....	23
1.7 Dynamique .....	25
CHAPITRE 2 METHODOLOGIE GENERALE DE LA RECHERCHE .....	26
2.1 Définition des objectifs .....	26
2.2 Protocole expérimental.....	27
2.2.1 Imagerie.....	29
2.2.2 Coupe macroscopique et analyse élémentaire.....	30
2.2.3 Expérimentation biomécanique.....	31
2.2.3.1 Tests de mobilité .....	32
2.2.3.2 Tests viscoélastiques .....	32
2.2.3.3 Tests dynamiques .....	33
2.3 Exploitation et analyse des résultats .....	33
CHAPITRE 3 IMAGERIE ET EVALUATION DE LA MOBILITE .....	36
3.1 Introduction.....	36
3.2 Matériels et Méthodes.....	38
3.2.1 Préparation, imagerie et tests de flexibilité.....	38

3.2.2	Inspection macroscopique et morphométrie .....	40
3.2.3	Grades de dégénérescence et anomalies .....	41
3.3	Résultats .....	41
3.3.1	Flexibilités et couplages .....	41
3.3.2	Singularités au sein de l'échantillon .....	45
3.3.3	Etude de l'échantillon réduit aux disques exempts de singularités .....	49
3.4	Discussion .....	50
3.5	Résumé et conclusion .....	55
<b>CHAPITRE 4 COMPORTEMENT VISCOELASTIQUE EN RELATION AVEC</b>		
<b>L'IMAGERIE .....</b>		
4.1	Introduction .....	57
4.2	Matériels et Méthodes .....	59
4.2.1	Préparation, tests biomécaniques et imagerie .....	59
4.2.2	Inspection macroscopique et morphométrie .....	61
4.2.3	Grades de dégénérescence et anomalies .....	61
4.2.4	Modules et rigidités .....	62
4.2.5	Modélisation rhéologique .....	62
4.2.6	Hystérésis .....	63
4.3	Résultats .....	64
4.3.1	Caractéristiques géométriques et dégénérescence .....	64
4.3.2	DIVs porteurs d'anomalies .....	65
4.3.3	Compression, fluage et relaxation .....	65
4.3.4	Modélisation rhéologique .....	67
4.3.5	Corrélations sur l'ensemble des 22 disques intervertébraux .....	68
4.3.6	Apport de l'imagerie .....	70
4.4	Discussion .....	72
4.5	Résumé et conclusion .....	74
<b>CHAPITRE 5 RELATIONS ENTRE IMAGERIE ET PROPRIETES</b>		
<b>BIOMECANIQUES : SYNTHESE .....</b>		
5.1	Introduction .....	76
5.2	Matériels et Méthodes .....	78
5.2.1	Imagerie et analyse morphométrique .....	79
5.2.2	Tests de mobilité .....	80
5.2.3	Compression, fluage et relaxation de contraintes .....	81
5.2.4	Expérimentation dynamique .....	82
5.2.5	Grade de dégénérescence et anomalies .....	82
5.2.6	Modélisation rhéologique .....	83
5.3	Résultats .....	84
5.3.1	Etats de dégénérescence .....	84
5.3.2	Description des singularités .....	84
5.3.3	Morphométrie .....	84
5.3.4	Paramètres mécaniques .....	85
5.3.5	Influence de la dégénérescence et des singularités .....	86
5.4	Discussion .....	89
5.5	Conclusion .....	91

CHAPITRE 6	NUMERO ATOMIQUE DU DISQUE INTERVERTEBRAL .....	92
6.1	Introduction .....	92
6.2	Matériels et Méthodes .....	94
6.2.1	Expérimentation double énergie .....	94
6.2.2	Outil informatique de reconstruction .....	96
6.2.3	Analyses élémentaires CHN (Carbone, Hydrogène, Azote).....	97
6.2.4	Obtention du numéro atomique équivalent $Z_{DE}$ par la double énergie ..	98
6.2.5	Obtention du numéro atomique équivalent $Z_{CHN}$ par l'analyse CHN ..	98
6.3	Résultats et Discussion.....	99
6.3.1	Images double énergie.....	99
6.3.2	Analyse CHN .....	101
6.3.3	Numéro atomique.....	103
6.4	Conclusion.....	105
CHAPITRE 7	DISCUSSION GENERALE .....	107
CONCLUSION	.....	111
Annexe A	MODELES RHEOLOGIQUES EN FLUAGE ET RELAXATION .....	115
Annexe B	MODELE RHEOLOGIQUE EN DYNAMIQUE .....	117
Annexe C	COURBES DE MOBILITE POUR L'ECHANTILLON ENTIER.....	120
Annexe D	THEORIE DE LA DOUBLE ENERGIE.....	121
Annexe E	DISCOGRAPHIES .....	127
Annexe F	IRM T2.....	128
Annexe G	COUPES MACROSCOPIQUES .....	129
Annexe H	RECONSTRUCTIONS DOUBLE ENERGIE .....	130
Annexe I	ARTICLE I .....	132
Annexe J	ARTICLE II .....	140
Annexe K	ARTICLE III.....	149
BIBLIOGRAPHIE	.....	157



## LISTE DES TABLEAUX

	Page
Tableau I	Classification macroscopique de Nachemson..... 15
Tableau II	Modes d'évaluation de la dégénérescence..... 17
Tableau III	Récapitulatif des quatre principales études liant mobilité lombaire et dégénérescence discale..... 22
Tableau IV	Grades de dégénérescence..... 41
Tableau V	Contribution des arcs postérieurs en mobilité..... 42
Tableau VI	Translations et rotations couplées ..... 44
Tableau VII	Mobilité des disques sans singularités ..... 49
Tableau VIII	Mobilités de références ..... 51
Tableau IX	Résultats des essais de compression ..... 65
Tableau X	Résultats des essais de fluage..... 66
Tableau XI	Résultats des essais de relaxation..... 67
Tableau XII	Résultat des paramètres rhéologiques ..... 69
Tableau XIII	Résultats principaux des tests de mobilité, fluage, relaxation et compression..... 86
Tableau XIV	Résultat des analyses CHN en fractions massiques ..... 102
Tableau XV	Valeurs des fractions atomiques CHN ..... 102
Tableau XVI	Numéros atomiques équivalents en double énergie et par analyse CHN ..... 103

## LISTE DES FIGURES

		Page
Figure 1	Les trois régions du rachis .....	4
Figure 2	Unité fonctionnelle et ligaments .....	5
Figure 3	Lamelles de l'annulus fibrosus .....	9
Figure 4	Composition du disque intervertébral .....	11
Figure 5	Classification discographique de Coventry .....	16
Figure 6	Modèle rhéologique à 3 paramètres .....	23
Figure 7	Schématisation du protocole expérimental .....	28
Figure 8	Calcul de hauteur sur les coupes IRM .....	29
Figure 9	Exemples de classification discographique.....	30
Figure 10	Mesure des diamètres frontaux et sagittaux .....	31
Figure 11	Essais de mobilité avant et après dissection des arcs postérieurs .....	32
Figure 12	Montage pour les tests quasi-statiques .....	33
Figure 13	Montage expérimental pour la compression dynamique .....	34
Figure 14	Protocole pour la préparation aux tests de mobilité .....	39
Figure 15	Mesures géométriques.....	40
Figure 16	Variabilité des amplitudes de mobilité en flexion, extension et torsion .	42
Figure 17	Moyennes des amplitudes de mobilités.....	43
Figure 18	Distribution des trois grades de dégénérescence.....	46
Figure 19	Disques à faibles amplitudes.....	47
Figure 20	Relations entre géométrie et amplitudes .....	50
Figure 21	Modélisation rhéologique à 3 éléments.....	62
Figure 22	Influence des paramètres du modèle rhéologique sur l'allure des courbes de fluage et de relaxation.....	64
Figure 23	Superposition du modèle rhéologique aux courbes expérimentales .....	68
Figure 24	Pourcentage de charge relaxée (30 s) versus déplacement en fluage.....	69
Figure 25	Ratio d'hystérésis versus amortissement en fluage.....	70

Figure 26	Influence de la dégénérescence sur certains paramètres viscoélastiques	71
Figure 27	Protocole expérimental global.....	79
Figure 28	Préparation des spécimens pour l'expérimentation biomécanique globale.....	80
Figure 29	Modèles rhéologiques en fluage, relaxation et compression dynamique.....	83
Figure 30	Corrélation entre surfaces et hauteurs.....	85
Figure 31	Amplitudes de mobilité des L1-L2 : corrélations et singularités.....	87
Figure 32	Corrélations avec absence d'influence des singularités.....	88
Figure 33	Escalier de calibrage.....	95
Figure 34	Outil informatique de reconstruction double énergie.....	96
Figure 35	Localisation des 20 prélèvements pour l'analyse CHN.....	97
Figure 36	Reconstruction en double énergie d'un spécimen thoraco-lombaire.....	100
Figure 37	Visualisation d'une calcification en simple et double énergie (Z-équivalent).....	100
Figure 38	Comparaison entre images IRM et Z-équivalent.....	101
Figure 39	Corrélations entre numéros atomiques équivalents.....	104
Figure 40	Spectre caractéristique d'un faisceau de rayons X.....	122

## INTRODUCTION

Alliant complexité et ingéniosité, l'architecture du corps humain repose sur l'assemblage de 206 pièces osseuses formant le squelette. Longs, plats ou multifformes, ils sont souvent articulés entre eux par des structures souples qui à la fois autorisent et limitent les mouvements : les tissus mous. L'un d'entre eux fait l'objet d'attentions particulières en raison de son rôle central et fondamental dans la mobilité du squelette : le disque intervertébral. Reconnu au 16<sup>ème</sup> siècle par Andreas Vesalius comme une entité anatomique à part entière, le *discus intervertebralis* assure la jonction antérieure entre les corps vertébraux. Grâce à une organisation interne unique qui lui confère élasticité et résistance, il permet aux vertèbres cervicales, thoraciques et lombaires du rachis de se déplacer les unes par rapport aux autres dans les trois directions de l'espace. Véritablement indispensable à l'équilibre postural qui régit la position debout de l'être humain, il est aussi capable d'amortir, de transférer et de répartir les contraintes auxquelles il est régulièrement exposé.

Abondamment sollicités lors de nos mouvements quotidiens, les muscles, ligaments ou cartilages sont le siège de nombreuses pathologies. Le disque intervertébral ne fait pas exception à cette règle, bien au contraire : il peut être le tissu le plus précocement endommagé, surtout en position lombaire. En effet, situé dans les niveaux inférieurs du rachis, il subit les charges compressives les plus importantes de la structure, issues de la masse corporelle et des efforts musculaires. Au cours de son vieillissement, le disque intervertébral lombaire montre donc souvent des signes de dégénérescence et de fatigue. Ceux-ci s'accompagnent parfois de lombalgie, un problème épidémiologique majeur.

A l'inverse des os riches en produits calciques, les tissus mous sont principalement composés d'éléments légers comme le carbone ou l'hydrogène. De ce fait, ils atténuent peu les rayons X et sont difficiles à distinguer en radiographie. D'autres

moyens d'investigation spécifiques au disque intervertébral, tels la tomодensitométrie par ordinateur (mieux connue sous le vocable CT scan), l'imagerie par résonance magnétique (IRM), ou la discographie, sont disponibles pour poser des diagnostics cliniques. Malgré leurs défauts respectifs en terme d'irradiation, de coût et de traitement invasif, ces modalités sont très performantes pour l'évaluation de la pathologie discale. Néanmoins, si la radiographie seule pouvait être utilisée, de grands avantages en terme de simplicité et de rapidité de traitement en seraient tirés, au profit des patients.

Les endommagements communément retrouvés en région lombaire, souvent associés à des lésions arthrosiques, se traduisent par des comportements mécaniques modifiés au niveau des liaisons intervertébrales. Dans le domaine de la recherche biomécanique dont l'une des finalités est de parvenir à modéliser le corps humain, la connaissance des propriétés d'un tissu est essentielle, que ce soit pour l'intégrer dans des simulations numériques ou pour développer une structure qui pourrait s'y substituer physiquement. L'os a fait l'objet de nombreuses études visant notamment à lier module d'élasticité et densité minérale osseuse, ou à prédire le risque fracturaire à partir d'exams DXA (Dual X-ray Absorptiometry). Mais à ce jour, la seule façon de connaître le comportement mécanique d'un disque intervertébral spécifique est de mener des expérimentations directes sur celui-ci. Dans ce contexte, il est important de s'interroger sur l'existence d'alternatives à cette approche uniquement expérimentale.

Les objectifs de ce travail étaient d'établir des liens entre propriétés mécaniques et imagerie du disque intervertébral.

Ce projet a été initié par le développement d'un système de radiographie basse dose EOS™ entre le Laboratoire de recherche en Imagerie et Orthopédie (LIO, ETS-CRCHUM) de Montréal, le Laboratoire de Biomécanique (LBM, ENSAM-CNRS), l'hôpital St Vincent de Paul (Paris) et la société Biospace. Basé sur la technologie du détecteur Micromégas qui a valu l'attribution du Prix Nobel de Physique au

Pr. Charpak en 1992, EOS™ possédait des potentialités pour caractériser les tissus mous. Cependant, les objectifs de la présente étude ont rapidement été étendus à l'exploration des relations entre disque intervertébral et caractéristiques issues de tout type d'image. Pour cela, l'exploitation d'un maximum de modalités d'imagerie devait être réalisée.

Ainsi un protocole de caractérisation mécanique *in vitro* sur des disques lombaires humains a été mis en œuvre, parallèlement à l'acquisition de clichés radiographiques, discographiques et d'IRM.

Dans un premier chapitre seront présentés les éléments d'anatomie ainsi qu'une revue de littérature qui dressera un bilan des connaissances sur les propriétés mécaniques du disque intervertébral et les mécanismes de sa dégénérescence.

Le second chapitre introduira les travaux personnels, avec une présentation plus précise des objectifs et des matériels et méthodes globaux.

Les travaux personnels proprement dits seront détaillés dans les quatre chapitres suivants. Successivement seront exposées les études liant imagerie et mobilité, imagerie et viscoélasticité, imagerie et dynamique du disque intervertébral ; cette dernière section inclura également une synthèse des résultats. Finalement, la quatrième partie traitera des caractérisations obtenues lors de l'application de la technique de double énergie.

Enfin, le chapitre 7 fera l'objet d'une discussion générale.

Les travaux personnels sont proposés sous la forme d'articles, dont trois ont fait l'objet de soumissions.

## CHAPITRE 1

### ANATOMIE ET REVUE DE LITTERATURE

#### 1.1 Rachis et disque intervertébral

Les données anatomiques et biochimiques présentées ici sont issues de la consultation de différents ouvrages [16,95,96].

##### 1.1.1 Présentation générale

Le rachis est classiquement séparé en trois régions distinctes, tant sur le plan fonctionnel qu'anatomique : les régions cervicale, thoracique et lombaire, comme l'illustre la Figure 1.

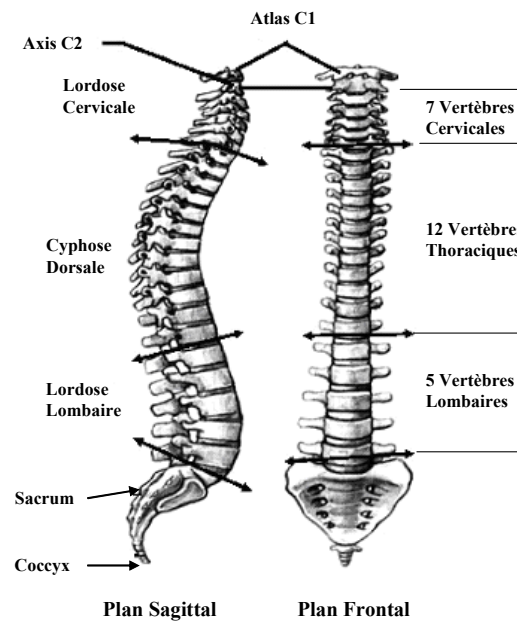


Figure 1 Les trois régions du rachis (d'après Chevalier [17])

On dénombre 23 disques placés entre chaque vertèbre le long du rachis, seule l'articulation entre l'atlas et l'axis au niveau cervical supérieur en est exempte.

Deux vertèbres adjacentes sont liées entre elles par le disque intervertébral en antérieur, les deux processus articulaires en postérieur, et le système ligamentaire. Les plateaux cartilagineux recouvrent la structure discale au-dessus et au-dessous, et séparent le spongieux du disque dont l'apport nutritionnel dépend de la porosité du cartilage. Rappelons en effet que le tissu discal n'est pas vascularisé.

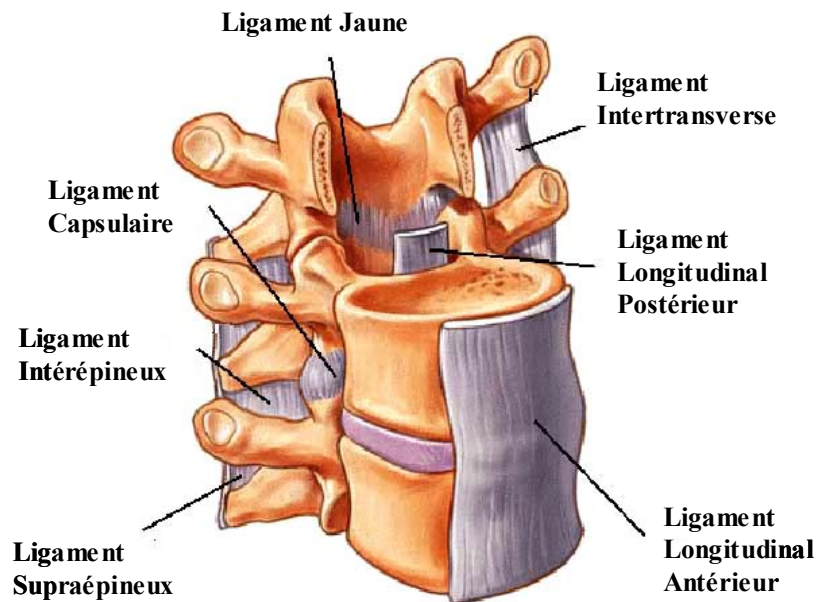


Figure 2 Unité fonctionnelle et ligaments (d'après spineuniverse.com)

Sept ligaments sont liés à une unité fonctionnelle (ensemble de deux vertèbres et des tissus de liaison) comme le décrit la Figure 2 : les ligaments jaune, capsulaire, interépineux, supraépineux, longitudinal antérieur, longitudinal postérieur et intertransverse. Ils sont arrangés de façon à ne subir que des forces de traction, les seules auxquelles ils peuvent résister.



### 1.1.2 Biochimie

Comme tout tissu conjonctif, le disque intervertébral contient d'une part des cellules spécialisées responsables de la biosynthèse, d'autre part une matrice extracellulaire constituée d'une substance fondamentale et de fibres.

La matrice possède des propriétés chimiques, physiques et mécaniques uniques, adaptées à la fonction de l'organe qu'elle génère. Ainsi, elle peut être rigide pour l'os, élastique pour les vaisseaux sanguins, compressible pour le cartilage, ou liquide pour le fluide synovial. Ces propriétés dépendent essentiellement de la teneur relative en fibres, eau ou macromolécules, ainsi que de l'arrangement relatif des composants entre eux. La matrice osseuse est de plus amplement calcifiée, ce qui la rend opaque aux rayons X et permet l'étude des os par radiographie. Parmi les fibres du tissu conjonctif, on distingue l'élastine, principalement dans l'artère et le ligament, et le collagène, protéine la plus abondante du corps humain. La substance fondamentale amorphe emplit l'espace entre les fibres et les cellules de biosynthèse. Elle est formée de fluide interstitiel, de protéoglycanes et de glycoprotéines. Les cellules de biosynthèse, ou fibroblastes, prennent le nom particulier de chondrocytes pour le cartilage ou le disque intervertébral, et d'ostéoblastes pour l'os. Le fluide interstitiel est un mélange d'eau, de gaz dissous, de petites protéines et de métabolites. Il est libre de se mouvoir et peut ainsi échanger des nutriments avec des fluides externes au tissu qu'il compose.

Les protéoglycanes sont les macromolécules majeures de la substance fondamentale. Ils peuvent prendre de multiples formes, du monomère isolé à l'agrégat multiple. Ils sont constitués d'un filament de protéine sur lequel viennent s'accrocher des sucres, les glycosaminoglycanes. Le filament protéinique du monomère représente 5% de la molécule, tandis que les glycosaminoglycanes (GAG), principalement des chaînes de chondroïtine-sulfate et kératane-sulfate, en composent les 95% restants. Les agrégats sont ensuite formés par l'attache des monomères à un filament d'acide hyaluronique

grâce à des protéines de liaison. Celui-ci se comporte comme l'épine dorsale de l'agrégat. L'une des propriétés remarquables de ces chaînes est qu'elles contiennent un grand nombre de charges négatives, qui tendent à repousser les formations adjacentes et à déployer la molécule. Ceci leur permet de remplir un large volume au sein de la matrice, et d'interagir avec le fluide et le collagène pour assurer certaines propriétés mécaniques.

A ce jour, on répertorie 19 types de collagènes différents, dont seuls les trois premiers sont fibrillaires. Les disques intervertébraux contiennent principalement des fibres de type I et II. Les collagènes sont caractérisés par une formation en triple hélice de trois polypeptides identiques ou différents, appelés des chaînes  $\alpha$ . Chacune d'entre elles est une succession d'acides aminés groupés par trois, avec la glycine toujours placée en troisième position. Les deux acides aminés restants de la séquence sont souvent de la lysine et de l'hydroxyproline. La présence de cette dernière (environ 14% de la macromolécule) est d'ailleurs le plus souvent utilisé dans les études souhaitant quantifier la teneur en collagène, puisqu'elle n'apparaît dans aucune autre protéine [23]. Bien qu'une fibre isolée n'ait jamais été testée en traction, il est évident que la propriété mécanique la plus remarquable du collagène est sa résistance en tension.

Les cellules mères, ou chondrocytes, sont volumineuses, arrondies et situées dans de petites logettes. Elles réalisent la synthèse et la dégradation de tous les composants de la matrice extra-cellulaire du tissu. Bien que la plupart des mécanismes ne soient pas encore connus, il apparaît clairement que la composition matricielle influence la fréquence de synthèse du chondrocyte : une perte en collagène, une diminution du taux de protéoglycanes, ou une variation de concentration d'acide hyaluronique altère ses fonctions. Ce phénomène pourrait provenir de signaux mécaniques transmis à la membrane de la cellule par la matrice à travers des variations de tension. Durant la période de croissance, les chondrocytes prolifèrent rapidement et synthétisent de grands volumes de matrice. Ce processus ralentit à l'âge adulte et leur densité

numérique diminue progressivement, limitant leur capacité à restaurer une matrice lésée.

### **1.1.3 Nucleus pulposus, annulus fibrosus et plateaux cartilagineux**

Le disque intervertébral, élément fournissant à la fois flexibilité et stabilité au rachis, est composé de trois couches concentriques du centre vers la périphérie : le nucleus pulposus, l'annulus fibrosus interne et l'annulus fibrosus externe.

#### **1.1.3.1 Nucleus pulposus**

Le nucleus pulposus est un matériau gélatineux à forte teneur en eau, occupant une position centrale légèrement décalée en postérieur et représentant 30 à 60% de la surface totale. Son liquide constamment sous pression absorbe et répartit les charges et les chocs qui s'exercent sur les vertèbres. Possédant un grand nombre de cellules, principalement des chondrocytes, il est doté d'un métabolisme actif, assurant un renouvellement des protéoglycanes et du collagène. Celui-ci est essentiellement de type II. Les fibres changent graduellement de nature à mesure que l'on se rapproche radialement de l'annulus, composé de fibres de type I.

La matrice extracellulaire du nucleus est biochimiquement équivalente à celle du cartilage [42], avec des fibres de collagène entremêlées à de larges molécules de protéoglycanes. La proportion d'eau chez l'adulte de 20 ans est évaluée à 80%, mais passe de 90% à la naissance à 70% après 60 ans [42]. Le taux de protéoglycanes peut baisser de 30% avec le vieillissement. Ces valeurs dépendent également du niveau de la vertèbre considérée.

La pression intra-discale, variant fortement avec la posture adoptée, augmente jusqu'à l'âge de 40 ans, pour décroître progressivement ensuite.

### 1.1.3.2 Annulus fibrosus

L'annulus fibrosus, puissant anneau fibreux qui enserme le nucleus, se compose de lamelles concentriques très précisément définies par Marchand et al. [56] (Figure 3). Le nombre de couches distinctes varie avec la circonférence, avec un maximum en position latérale (25 couches) et un minimum en position postérieure (20 en moyenne). Ces valeurs diminuent de 20% avec l'âge. La partie postérieure de l'annulus, souvent siège de hernies, est donc moins résistante bien que renforcée par le ligament longitudinal postérieur. Les couches sont plus épaisses en interne qu'en externe, passant respectivement de 0.20 mm à 0.14 mm chez le sujet jeune ; ces valeurs sont environ doublées pour les sujets âgés. Au sein d'une même couche, les fibres de collagène sont obliques et orientées d'environ 30 degrés par rapport au plan transverse, mais des variations locales très importantes sont constatées. Deux couches successives inversent l'orientation de leurs fibres.

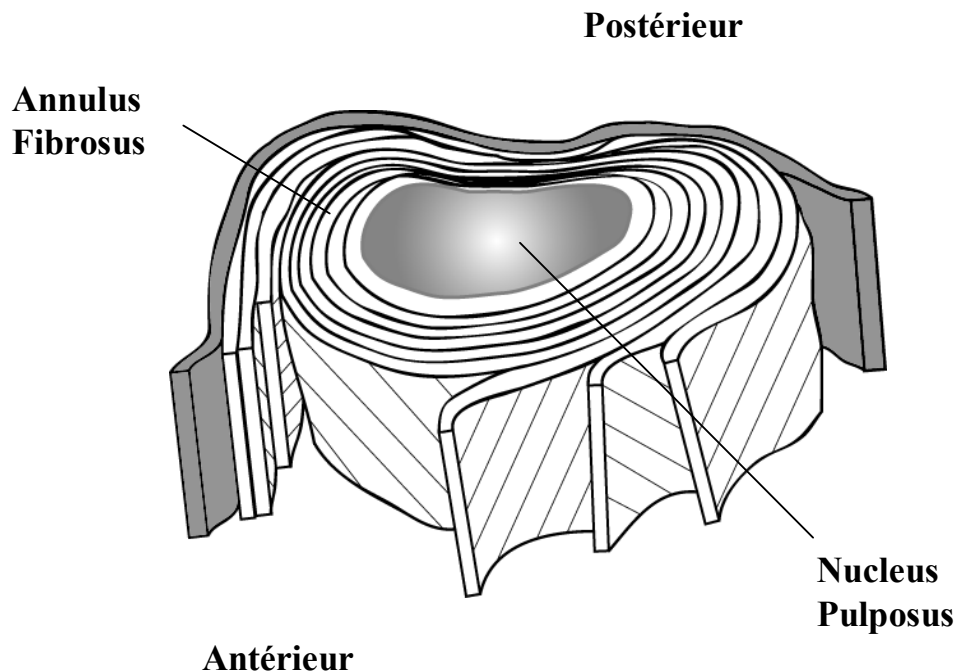


Figure 3 Lamelles de l'annulus fibrosus

A mesure que l'on progresse du centre du disque vers sa périphérie, la proportion de collagène de type I augmente, pour devenir prédominante dans l'annulus externe. Ainsi, cette partie est plus fibreuse et mieux ordonnée, avec une résistance en tension supérieure à l'annulus interne. Celui-ci, proche du noyau, est moins organisé et moins rigide. De la même façon, la proportion en eau décroît lorsqu'on atteint l'annulus externe [45].

La teneur en eau varie de 78% à la naissance à 70% en fin de vie, avec une valeur acceptée de 73% pour l'adulte d'âge moyen [33].

L'épaisseur de l'annulus représente  $\frac{2}{5}$  de la hauteur du corps vertébral en cervical,  $\frac{1}{5}$  en thoracique, et  $\frac{1}{3}$  en lombaire [40]. L'annulus externe est directement fixé au corps vertébral par les fibres de Sharpey, tandis que l'annulus interne est en contact avec les plateaux cartilagineux.

La Figure 4 résume les travaux de Urban et al. [93] sur la composition des trois zones (annulus externe, annulus interne, nucleus pulposus) du disque intervertébral.

### **1.1.3.3 Les plateaux cartilagineux**

Les plateaux cartilagineux recouvrant la structure discale au-dessus et en dessous font partie intégrante du disque. Non vascularisé et isolé des fluides des compartiments adjacents, le disque dépend au point de vue nutritionnel des plaques poreuses de cartilage, d'une épaisseur d'environ 0.6 mm [80]. Les fibres de collagène sont orientées horizontalement et parallèlement à la surface du corps vertébral. Cette configuration, essentielle afin d'assurer l'échange de nutriments avec l'os, tend néanmoins à affaiblir la rigidité du disque en cisaillement, tout en renforçant la résistance en tension de l'annulus fibrosus.

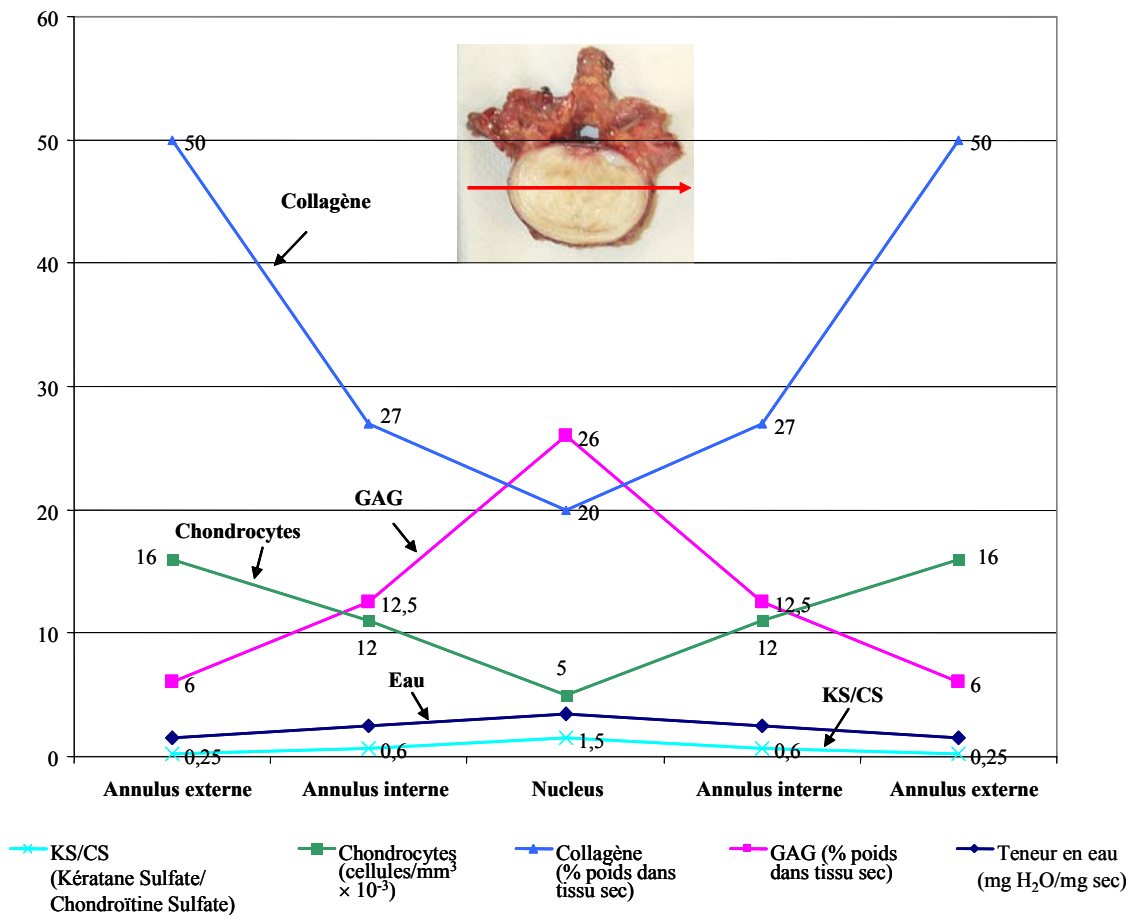


Figure 4 Composition du disque intervertébral (d'après Urban et al., 1980)

GAG = glycosaminoglycane

Les plateaux sont souples et sont les premiers à subir une déformation lorsqu'un segment vertébral est sous charge. Leur porosité permet à l'eau expulsée d'un disque comprimé de circuler. Les concentrations relatives des composants sont similaires au disque : beaucoup d'eau et de protéoglycane pour la partie en contact avec le nucleus pulposus, beaucoup d'eau et de collagène pour la partie en contact avec l'anneau fibreux [18].

#### 1.1.4 Comportement mécanique

La structure très particulière du disque lui permet de résister à des contraintes mécaniques élevées. Le nucleus transmet les charges compressives à l'annulus sous forme de contraintes radiales et tangentielles.

En position debout, le disque intervertébral est principalement soumis à des contraintes compressives. Par le mécanisme de transmission radiale de la charge, le nucleus et l'annulus interne subissent une compression, tandis que les fibres de l'annulus externe se trouvent en tension. Le disque augmente son rayon de 0.75 mm pour une force de compression de 1000 N [38].

La quantité de fluide à l'intérieur du disque n'est pas constante mais dépend de la charge externe appliquée. Si celle-ci est supérieure au seuil de pression admissible du nucleus, le fluide est exsudé, augmentant la concentration en protéoglycanes et de ce fait, la pression nucléaire. L'écoulement de fluide se poursuit jusqu'à obtention d'un équilibre osmotique et la contrainte externe est alors égalée. Sous une compression prolongée, le nucleus peut perdre jusqu'à 20% d'eau. Inversement, lorsque la charge est réduite, le disque réabsorbe le liquide pour atteindre un nouvel équilibre osmotique [45]. On trouve ici les processus menant au comportement viscoélastique.

La viscoélasticité concerne les matériaux biphasiques se comportant comme un fluide visqueux et un solide élastique. Elle se traduit par une réponse variant dans le temps lors de l'application d'une contrainte ou d'une déformation constante. On distingue :

- le fluage, ou phénomène de déformation croissante lorsqu'une contrainte constante est appliquée,
- la relaxation de contraintes, ou phénomène de diminution des contraintes lorsqu'une déformation constante est appliquée.

Le fluage sous charge compressive s'explique par l'exsudation du fluide qui a lieu en réponse au dépassement de la pression nucléaire admissible. Si l'on applique au disque une contrainte constante, la déformation augmente progressivement tant que le fluide continue à s'écouler. Lorsque l'ensemble collagène-protéoglycanes est parvenu à équilibrer la charge externe, l'exsudation cesse et la déformation tend à devenir constante.

L'origine de la relaxation de contraintes provient également de l'exsudation de fluide. Durant l'application d'un déplacement à une certaine vitesse, une augmentation de la contrainte interne est générée par l'exsudation forcée du fluide interstitiel et la compression de la matrice solide aux environs de la surface. Lorsque le déplacement est maintenu, la relaxation de la contrainte est en retour engendrée par la redistribution progressive du fluide dans la matrice.

## **1.2 Dégénérescence du disque intervertébral**

Trois études importantes ont abordé le problème de la dégénérescence discale : Buckwalter et al. [13], Pearce et al. [75], Twomey et al. [92].

La pathologie du disque intervertébral est un problème épidémiologique majeur, puisqu'au moins 50 à 70% des adultes vivront cette expérience une fois et que 5% en souffrent de façon chronique [1]. Elle se traduit par une rigidité du rachis, des douleurs cervicales ou lombaires. Parmi les mécanismes responsables de la dégénérescence discale, on identifie des problèmes de nutrition du nucleus, des mutations de protéines, une accumulation de produits dégradés dans la matrice et des fractures par fatigue de la matrice fibreuse. La baisse d'apport en nutriments a pour conséquence de permettre aux produits dégradés de s'accumuler ; le pH baisse alors, ce qui compromet la viabilité des cellules et aggrave la dégénérescence. Pour sa nutrition, le disque non vascularisé dépend totalement de la diffusion des nutriments à partir des artères de la périphérie de l'annulus et du corps vertébral. Or, le nombre



d'artères diminue avec l'âge et les plateaux cartilagineux se calcifient, perdant leur porosité. Les produits dégradés ne s'évacuent plus si facilement [13].

La forme et le volume du disque évoluent tout au long de la vie. Ces modifications géométriques, qui varient suivant l'étage considéré et l'individu, n'ont jamais été réellement définies ou corrélées avec des changements de structure et de composition tissulaire. Néanmoins, une baisse de la hauteur discale est souvent remarquée avec le vieillissement [13].

Les changements dégénératifs les plus importants ont lieu dans le nucleus pulposus, où un déclin général s'opère (ceci reste vrai dans les autres régions) : le nombre de cellules chondrocytes, la concentration en protéoglycanes et la teneur en eau baissent. Le tout est accompagné d'une fragmentation des agrégats de protéoglycanes. Des fissures peuvent naître, de l'extérieur vers l'intérieur du disque. Le volume de l'annulus interne tend à croître aux dépens du nucleus, qui devient dur et blanc au lieu de souple et translucide. La concentration en protéines non-collagéniques augmente, tandis que se forme un matériau dense et granulaire principalement autour des chondrocytes. Sa composition n'a pas encore été déterminée, mais il pourrait s'agir de molécules de matrices dégradées. Toutes ces modifications structurelles contribuent aux changements de volume et de forme du disque [13].

A un âge très avancé, le disque entier est devenu une plaque rigide de fibrocartilage. On peut toujours reconnaître la région du nucleus par son organisation moins structurée, mais peu de cellules vivantes en font encore partie [13]. Avec la dégénérescence, les fibres postérieures de l'annulus sont étirées par la pression du nucleus et une excroissance du disque peut apparaître en direction du canal médullaire. Le processus de rupture progressif et de fissuration de la partie postérieure peut prendre plusieurs années. Lorsque celle-ci rompt complètement, la substance du noyau s'échappe pour devenir une hernie discale. Après extrusion du disque, la réduction de l'espace discal peut prendre un temps considérable. Graduellement, l'espace devient plus étroit et une sclérose (durcissement par

production de tissu fibreux) se développe sur l'os adjacent. Le cartilage couvrant les plateaux est aussi sujet à dégénération avec l'âge. Il se fissure, pouvant permettre au nucleus de se vider dans l'os spongieux du corps vertébral. Ce dernier réagit en encapsulant le tissu hernié : c'est le nœud de Schmorl [95].

Tableau I  
Classification macroscopique de Nachemson [66]

Grade de dégénérescence	Description
1	Disque normal, pas de rupture de l'annulus, aspect blanc et brillant.
2	Apparence normale, mais structure plus fibreuse du nucleus ; frontière claire entre annulus et nucleus.
3	Fissures isolées dans l'annulus ; le nucleus est sec et décoloré par endroits ; frontière non distincte entre l'annulus et le nucleus.
4	Changements sévères ; ruptures dans l'annulus et le nucleus ; présence d'ostéophytes.

Il est toutefois important de distinguer le disque dégénéré (présence de fissures, d'ostéophytes, perte de hauteur, vacuum intervertébral) du disque pathologique (hernies, nœuds de Schmorl) et du disque âgé (altérations chimiques et structurales classiques dues au vieillissement). Des calcifications (pyrophosphate de calcium ou hydroxyapatite) sont souvent présentes, mais n'ont pas a priori de signification clinique claire. Différents grades ont été mis en place pour caractériser la dégénérescence. Celui de Modic [63] en IRM rend compte des modifications sous-chondrales sur les séquences T1 et T2. Il distingue les changements primaires dans le disque, tels l'affinement des plateaux ou la déshydratation du nucleus jusqu'à transformation en une structure fibrocartilagineuse peu distincte de l'annulus, des changements secondaires qui en sont les conséquences : perte de hauteur, contraintes plus élevées dans les facettes, arthrose, ostéophytes de traction.

De multiples autres classifications sont disponibles : d'après les examens discographiques, qui rendent compte des fissures en fonction de la forme du noyau après injection de liquide radio-opaque (Coventry [19], Gibson [30], Gunzburg [35]) ; d'après l'imagerie IRM en séquences T1 et T2 (Gibson [30], Gunzburg [35]) ; d'après la coupe macroscopique (Nachemson [66]). En radiographie, les signes de la dégénérescence se limitent aux pertes de hauteurs (état avancé), aux scléroses osseuses et aux gaz radio-transparents. La Figure 5 et le Tableau I détaillent respectivement les classifications de Coventry et de Nachemson. Le Tableau II résume les différents modes d'évaluation de la dégénérescence discale.

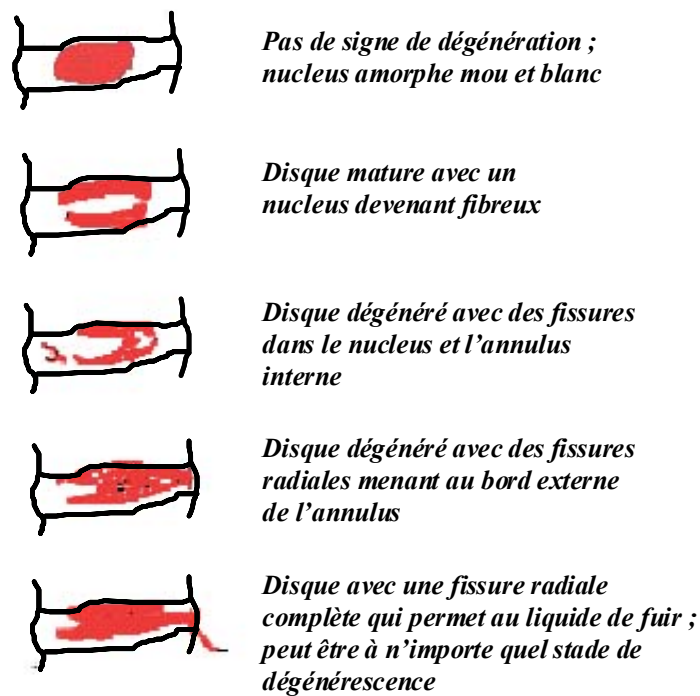


Figure 5 Classification discographique de Coventry [19]

Tableau II  
Modes d'évaluation de la dégénérescence

Modalité	Grades et observations de dégénérescence
Radiographie	<p>Présence de lésions focales au sein du disque. Diminution de hauteur. Existence d'ostéophytes : 0 = absence ; 1 = inférieur au quart de la hauteur ; 2 = inférieur à la moitié de la hauteur ; 3 = inférieur aux trois-quarts de la hauteur ; 4 = étendu sur toute la hauteur discale. Présence de hernie intraspongieuse (Schmorl), de tassement vertébral et de lésions sous-chondrales.</p>
IRM	<p><b>Gibson</b> : de 0 (disque normal = signal intense en pondération T2) à 4 (disque totalement dégénéré = perte totale de signal). <b>Gunzburg</b> : 0 = signal normal du nucleus ; 1 = hyposignal T2 modéré ; 2 = hyposignal T2 marqué ; 3 = absence de différenciation entre le signal du nucleus et de l'annulus. <b>Modic</b> : I = inflammatoire (signal faible en T1 et intense en T2) ; II = hypergraisseux (signal intense en T1 et intense en T2) ; III = fibreux (signal faible en T1 et en T2). Présence de lésions focales au sein du nucleus ou de l'annulus. Diminution de hauteur discale. Présence de hernies ou de nœuds de Schmorl. Existence d'ostéophytes avec classification identique aux clichés radiographiques</p>
Coupe macroscopique	<p><b>Nachemson</b> : 1 = normal ; 2 = dégénérescence légère ; 3 = dégénérescence modérée ; 4 = dégénérescence marquée. Présence de fissurations, de calcifications, de hernies, d'ostéophytes.</p>

De nombreuses études corrélient les classifications de dégénérescence issues de l'IRM et de la discographie, deux modalités de référence dans le diagnostic des anomalies discales, avec des résultats souvent très bons ; parmi elles, on citera principalement Gibson [30].

Si les différences structurelles sont évidentes lors de la dégénération, une discrimination chimique est plus difficile. Aucune indication sur le numéro atomique du disque intervertébral n'a pu être trouvée. Koç [49] donne les numéros atomiques moyens de plusieurs organes et structures (poumons, muscles, foie, reins, etc.), mais ne fournit aucun renseignement de cette nature sur le disque.

En revanche, Modic [63] précise qu'en terme de nombre de Hounsfield en CT scan (environ 80-110 UH), la partie externe de l'annulus est plus dense que sa partie interne ; cependant aucune différence ne peut être faite entre la portion interne et le nucleus. Mais il ajoute que le scanner est relativement insensible aux modifications chimiques primaires de la dégénérescence, ce qui laisse envisager une variation de numéro atomique très faible entre les deux états sains et dégénérés, donc difficilement décelable.

### **1.3 Morphométrie**

Parmi les données morphométriques du disque, un intérêt tout particulier doit être porté à la hauteur discale, dans la mesure où celle-ci représente une donnée immédiate pouvant à la fois être extraite de l'image et informer sur l'état de dégénérescence du disque.

D'une part, la revue de littérature révèle un réel besoin, toujours d'actualité, concernant un outil permettant de mesurer les hauteurs discales. En effet, la projection conique de la radiographie conventionnelle engendre de multiples difficultés en terme de distorsion et de précision. De plus, le facteur d'agrandissement doit être préalablement connu. Andersson et al. [6] ont mis en évidence des variations inter-individuelles de 20 à 50% suivant des clichés pris à différents angles et positions. Tous ont utilisé, voire modifié, les méthodes classiques de Hurxthal [41] (distance entre les lignes médianes des plateaux vertébraux) et de Farfan [26] (moyenne des hauteurs antérieures et postérieures d'après les extrémités des corps

vertébraux). Cette dernière est jugée la plus satisfaisante. Dans un récent article (1997), Frobin et al. [27] dressent un bilan des techniques utilisées et mettent en valeur ces difficultés. Boos et al. [11] adaptent la méthode à l'IRM, modalité exempte de distorsion, et rapportent des variations de  $\pm 1.66$  mm dans la reproductibilité.

D'autre part, des liens existent entre certaines propriétés mécaniques du rachis et la hauteur discale. Par exemple, pour Burns et al. [14], les disques lombaires épais exhibent un plus grand potentiel à fluer que les thoraciques plus fins, ce qui suggère une intervention de la hauteur en fluage. Lu et al. [55] montrent qu'une augmentation de hauteur accroît le déplacement axial, la tension des fibres de l'annulus et le diamètre du bombement pour une même charge appliquée. Adams et Hutton [4] indiquent qu'une perte de hauteur entraîne jusqu'à 70% de charge sur les facettes, qui peuvent alors entrer en dégénérescence. La théorie de la mécanique simple indique que la rigidité du disque est directement proportionnelle à sa surface et inversement proportionnelle à sa hauteur, ce que vérifient Natarajan et al. [69] dans une étude en éléments finis : la flexibilité augmente avec la hauteur dans tous les cas de chargement, sauf en torsion et en compression. Si l'influence de la surface a été moins étudiée, Natarajan et al. démontrent qu'en flexion, la mobilité décroît si la surface augmente. D'autres études en éléments finis se sont penchées sur l'impact de la morphométrie [24,81].

#### **1.4 Influence de la congélation**

La congélation entraîne une dysfonction du métabolisme cellulaire (modification du pH, création d'enzymes) et forme en outre des cristaux de glace intra et/ou extracellulaires qui engendrent une cytolyse, dégénérescence cellulaire avec dissolution des structures internes. Dans le cas du disque, la congélation endommage principalement les protéoglycanes dont le nombre diminue, ce qui affecte la pression osmotique que ces macromolécules assurent grâce à leurs charges négatives [9]. Or, cette pression gouverne de façon directe le comportement biomécanique du disque,

qui doit donc être modifié par la congélation. Pourtant certaines études ont montré que cette influence était mineure en compression, flexion ou torsion [31,85]. Bass et al. [9] au contraire ont mis en évidence des différences conséquentes pour des disques porcins en fluage.

## **1.5 Etude des mobilités et de la compression**

De nombreuses études font état de résultats concernant les mobilités du rachis *in vitro* ; parmi elles, on peut citer Tencer et al. [88], Goel et al. [32], Miller et al. [60]. Dans la plupart des cas, une précharge compressive variable est appliquée, et les amplitudes des mouvements principaux de rotation sous des couples physiologiques (3 à 10 N.m) de flexion-extension, inflexion latérale et torsion sont mesurées. Yamamoto et al. [97] notent dans une étude similaire que les résultats avec et sans précharge ne présentent pas de différence significative. Posner et al. [78] rapportent une augmentation des amplitudes en flexion-extension lors de l'application d'une charge compressive de 400 N (simulation du poids du corps au-dessus du niveau considéré), en raison de l'absence de compensation musculaire. Goel et al. [32] mènent leurs expérimentations sans précharge. Les travaux conduits au LBM (ESDS) ainsi que ceux de Panjabi et al. [74] en 1994 sont parmi les plus complets à ce jour dans la mesure où, en plus du mouvement principal, ils analysent les 3 translations et les 2 rotations secondaires. Panjabi et al. soulignent que les mouvements de couplage ont très peu fait l'objet d'investigations, bien que des études cliniques aient démontré qu'elles renseignaient sur la qualité du mouvement et constituaient de bons indicateurs de l'instabilité. Si Panjabi et al. [74] étudient l'influence du niveau lombaire sur les résultats, ils ne testent pas les rachis en absence d'arcs postérieurs (disque isolé sans intervention des facettes articulaires) ; ce type d'expériences a été rapporté ailleurs [21]. Nachemson et al. [68] et Fujiwara et al. [28] sont parmi les rares auteurs à avoir mis en évidence une différence de flexibilité entre les sexes. Fujiwara et al. [28], qui ne prennent pas en compte les couplages dans leur analyse, mentionnent les lacunes de la littérature à étudier l'influence de la

dégénérescence discale déterminée par un autre moyen que la radiographie sur la mobilité rachidienne. Sur 110 rachis lombaires ayant subi une congélation avant d'être imagés en IRM, les auteurs développent une étude complète en terme d'amplitudes de mobilité sous des couples maximaux de 6.6 N.m et trouvent que la torsion est le mouvement le plus affecté par la dégénérescence, surtout chez les femmes. Mimura et al. [61] mènent une étude similaire sur un échantillon plus réduit et toujours sans couplage, mais sous 10 N.m et avec l'analyse des zones neutres (mesure de laxité) et des zones élastiques. Ils mettent en évidence des liens entre le grade de dégénérescence radio et le type de zone neutre obtenu. Gunzburg et al. [34] et Tanaka et al. [87] ont également réalisé des études majeures sur le sujet. D'une façon générale, en recoupant les données des multiples auteurs ayant mené des travaux sur cette problématique, la mobilité augmente de L1-L2 à L4-L5 en flexion-extension, une conclusion non retrouvée pour l'inflexion latérale où L2-L3 semble posséder les plus grandes amplitudes. Avec la dégénérescence, la mobilité tend à diminuer en flexion/extension et inflexion latérale, tandis qu'il se produit l'inverse en torsion.

L'intégrité de tous les composants de l'unité fonctionnelle rachidienne doit être préservée pour conserver un comportement donné. Dans leur synthèse, Fujiwara et al. [28] rappellent que concernant les propriétés mécaniques, la dégénérescence tend à rendre le rachis plus flexible. Cependant, une grande prudence s'impose. En effet, comme l'analysent Mimura et al. [61], la mobilité est affectée par deux principaux facteurs : la géométrie et les propriétés des matériaux. Or, la dégénérescence entraîne une perte de hauteur et une augmentation de surface, tandis que le nucleus devient fibreux et que l'annulus se relâche. D'où un conflit dans la tendance : les modifications géométriques devraient décroître la flexibilité, quand les modifications biochimiques devraient l'accroître. Schmidt et al. [83] mentionnent enfin que l'association entre l'instabilité et la dégénérescence n'est pas à ce jour clairement définie. Le Tableau III récapitule les résultats des quatre principaux auteurs ayant étudié l'influence de la dégénérescence sur la mobilité.



Tableau III Récapitulatif des quatre principales études liant mobilité lombaire et dégénérescence discale

DD = Dégénérescence discale ; ROM = Range of motion (amplitude de mobilité) ; OA = osteo-arthritis.

Référence	Spécimens	Nature des essais	Moyens d'investigation	Moyens d'évaluation de la dégénérescence	Conclusions
Mimura et al., 1994	47 DIV lombaires de L2-L3 à L5-S1 Age : 35 à 64 Arcs postérieurs conservés	Flexion/Extension Inflexion latérale Torsion 10 N.m	Radiographie AP et LAT Coupes macroscopiques	Radio : hauteur discale, ostéophyte, sclérose des plateaux Macro : d'après Nachemson	Diminution de ROM en flexion/extension (en accord avec Panjabi et Nachemson) et inflexion latérale (plus prononcé que Nachemson) avec la DD. Augmentation de ROM en torsion avec la DD. Non-correspondance des classifications macro et radio. Translations et rotations couplées non mesurées.
	Principaux résultats	Grade radio : diminution régulière des ROM en flexion/extension et inflexion latérale, augmentation puis diminution en torsion. Grade macro : diminution régulière des ROM en inflexion latérale, augmentation puis diminution en flexion/extension, augmentation en torsion. Ces différences de ROM ne sont pas statistiquement significatives, sauf pour l'inflexion latérale qui diminue quelle que soit la classification utilisée.			
Tanaka et al., 2001	114 DIV lombaires de T12-L1 à L5-S1 Age : 39 à 87 Arcs postérieurs conservés	Flexion/Extension Inflexion latérale Torsion 5,7 N.m Vicon	IRM axial et sagittal CT scan axial Coupe cryomicrotome	IRM : nucleus, annulus, plateau, corps vertébral (Thomson) Coupe : nucleus, annulus, plateau, corps vertébral CT scan : pour l'élimination des DD facettes sévères	Le mouvement de rotation intervertébral est affecté par la dégénérescence, tandis que les translations le sont moins. La torsion est la plus sensible à la DD. Une dégénérescence sévère stabilise l'unité fonctionnelle.
	Principaux résultats	Grade cryomicrotome : augmentation puis diminution des ROM en flexion/extension, torsion, et inflexion latérale pour le lombaire haut ; augmentation puis diminution des ROM pour l'inflexion latérale et la torsion, sans effet pour la flexion/extension, pour le lombaire bas. Grade IRM : mêmes résultats.			
Fujiwara et al., 2000	110 DIV lombaires de T12-L1 à L5-S1 Age : 39 à 88 Arcs postérieurs conservés	Flexion/Extension Inflexion latérale Torsion 6,6 N.m	IRM axial et sagittal	IRM DD : nucleus, annulus, plateau, corps vertébral (Thomson) IRM OA : arthrose des facettes d'après Grogan	La torsion est le mouvement le plus affecté par la DD. Les femmes montrent plus d'amplitude que les hommes, certainement en raison de surfaces plus petites.
	Principaux résultats	Amplitudes de mouvements féminins supérieures aux masculins, sauf en torsion. Pas de corrélation entre dégénérescence discale et présence d'ostéophytes. Dégénérescence plus sévère en L4L5 qu'en L1L2. Grade IRM DD : augmentation puis diminution des mobilités dans toutes les sollicitations, avec des différences significatives seulement pour les hommes. Grade IRM de scléroses sous-chondrales : diminutions systématique des amplitudes avec la sévérité. Ostéophytes : diminution de l'inflexion latérale et de l'extension chez les femmes, diminution de la flexion/extension chez les hommes.			
Gunzburg et al., 1991	24 rachis thoraco-lombaires T12-L5 Age : 19 à 75 Arcs postérieurs conservés	Torsion	Radiographie sagittale CT scan axial IRM sagittal Discographie AP et LAT Histologie	IRM Histologie Discographie Obliquité des facettes	Un grand nombre de lésions antérieures ne sont pas détectées par la discographie : non corrélation avec l'histologie. Plus de mobilité en torsion pour les disques dégénérés. La discographie révèle plus de lésions que l'IRM.
	Principaux résultats	Fissures annulaires retrouvées surtout en postérieur. Sur les discogrammes normaux, 8% avaient des signes de DD en IRM. Sur les IRM normaux, 25% avaient des fissures discographiques. Environ 50% des IRM ou discogrammes normaux présentaient une histologie anormale. Note : l'influence de la congélation sur l'IRM ou la discographie n'est pas bien documentée (elle l'est pour les propriétés biomécaniques).			

La compression est le mode de chargement le plus testé du disque intervertébral, car le plus simple à mettre en œuvre. La dissipation d'énergie révélée par l'hystérésis renseigne sur l'état viscoélastique du disque, et Koeller et al. [50] ont proposé d'établir un ratio entre l'énergie dissipée et l'énergie apportée pour la caractériser. La courbe efforts-déplacements est non linéaire et montre une rigidité croissante en fonction de la charge appliquée. Les disques dégénérés se caractérisent par une réponse en déplacement plus grande que les disques sains : le nucleus perd en incompressibilité et le réseau fibreux de l'annulus est endommagé. Hirsch et Nachemson [38] ont été les premiers à déterminer que la dissection des arcs postérieurs avait peu d'influence sur le comportement en compression.

### 1.6 Fluage, relaxation et modèle rhéologique

Le fluage, qui se traduit par la diminution de la hauteur du disque au cours du temps sous application d'une charge compressive constante, a été abondamment étudié. Le fluage traduit la dualité de la composition tissulaire, à savoir la présence d'un liquide visqueux et d'un solide élastique. En rhéologie, le premier peut être assimilé à un amortisseur et le second à un ressort. L'association en série et/ou en parallèle de deux ou plusieurs de ces deux unités élémentaires peut parvenir à traduire la réponse viscoélastique du tissu considéré.

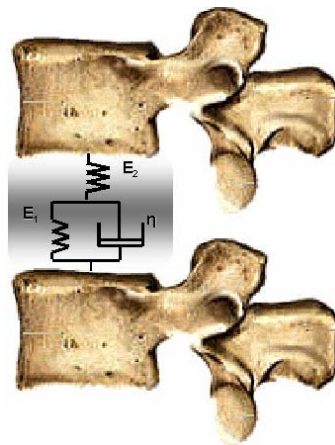


Figure 6 Modèle rhéologique à 3 paramètres

L'unité Kelvin est un modèle rhéologique à deux éléments, avec un ressort et un amortisseur en parallèle. Le modèle à trois paramètres représente un ressort  $E_2$  en série avec une unité Kelvin (ressort  $E_1$  et amortisseur  $\eta$ ) comme présenté sur la Figure 6.

Le modèle à quatre paramètres peut être schématisé avec deux unités Kelvin en série. Nous ne citerons ici que deux articles, ceux de Burns et al. [14] et de Keller et al. [48], qui présentent le fluage sous l'angle du modèle rhéologique. Le premier cherche une solution analytique exacte aux équations de la rhéologie, tandis que le second propose une méthode de linéarisation basée sur les séries de Taylor. Burns et al. [14] démontrent que l'unité Kelvin simple engendre des erreurs de prédiction de 10 à 20% par rapport aux données expérimentales. Leurs approximations pour les modèles à trois et quatre paramètres sont relativement équivalentes, avec des erreurs plus faibles dans le premier cas, mais une fidélité plus grande au voisinage de zéro dans le second cas.

Keller et al. réalisent un fluage de 30 minutes sous une charge de 27 kg, en conservant les arcs postérieurs. Ils n'analysent que le modèle à trois paramètres, car lui seul peut être physiquement interprété. En effet, le premier ressort  $E_2$  représente la déformation instantanée du disque sous l'application soudaine de la charge ; l'unité Kelvin agit ensuite pour progressivement diminuer la hauteur discale jusqu'à un état d'équilibre, mais à vitesse décroissante (appelée taux de fluage). Keller et al. [48] notent également, comme l'a fait Kazarian [47] avant eux, que le taux de fluage augmente de façon très importante (facteur deux) dans le cas des disques dégénérés : ceux-ci deviennent moins viscoélastiques. Il est à noter que le fluage est responsable d'une perte de hauteur globale des individus entre le matin et le soir, avec une diminution de 18 mm en moyenne pour une personne jeune, et de 13 mm pour une personne plus âgée [69].

En relaxation, qui est la faculté du disque au cours du temps à relaxer la charge induite par l'application d'une déformation constante, seule une étude faisant état d'un modèle rhéologique a été trouvée : celle de Holmes et al. [39]. Ils démontrent qu'un modèle à quatre paramètres (deux unités Kelvin en série) permet de décrire la réponse du disque en relaxation. D'une façon générale, la relaxation des contraintes du disque intervertébral a été très peu traitée.

## 1.7 Dynamique

De façon plus récente, l'aspect dynamique du disque intervertébral a été étudié par Smeathers et al. [84], Kasra et al. [46], Asano et al. [8], Ekstrom et al. [25]. Ces études visent, par l'intermédiaire de divers protocoles expérimentaux, à définir les capacités d'amortissement du disque dans des conditions vibratoires. Les travaux d'Izambert et Mitton [44], basés sur l'utilisation d'une masse libre appliquée sur la face supérieure du disque, ont l'avantage de reproduire les conditions physiologiques *in vivo*.

## CHAPITRE 2

### METHODOLOGIE GENERALE DE LA RECHERCHE

#### 2.1 Définition des objectifs

Au regard de la revue de littérature, quatre observations principales peuvent être établies.

Tout d'abord, l'influence de la dégénérescence sur le comportement du disque intervertébral a fait l'objet d'études approfondies. De façon plus spécifique, beaucoup d'auteurs se sont attachés à définir l'effet de l'état de dégénérescence sur les amplitudes de mobilité, le fluage et la réponse en compression simple. Mais à ce jour, aucune étude biomécanique n'a, à notre connaissance, rapporté d'influences d'ordre structurel (calcifications, rétrolisthésis, scolioses dégénératives, etc.) sur le comportement discal. De plus, quelle que soit leur nature, peu d'effets ont été démontrés sur des essais de type dynamique ou relaxation de contraintes.

Ensuite, il apparaît qu'il n'existe pas *un* grade de dégénérescence propre à un disque intervertébral, mais *des* grades de dégénérescence. En effet de nombreuses classifications sont disponibles, issues de modalités distinctes qui mettent en valeur des éléments de différentes natures : la radiographie s'intéresse aux pièces osseuses, l'IRM rend compte de l'état d'hydratation, la discographie localise les fissures, la coupe macroscopique renseigne sur l'aspect général. De ce fait, pour se donner les moyens de considérer le disque sous un angle global, la connaissance d'un maximum de classifications est indispensable. Or, peu d'auteurs ont diversifié les modes d'obtention des grades de dégénérescence.

Par ailleurs, l'influence de la géométrie a rarement été mise en évidence *in vitro*, en raison de la difficulté à faire varier des paramètres comme la hauteur et la surface discales. On conçoit en effet qu'il faille disposer d'un échantillon très homogène sur la grande majorité de ses caractéristiques (niveau lombaire, état de dégénérescence, intégrité des facettes, âge, sexe) et hétérogène en terme de mesures géométriques (hauteur, surface, volume, convexité) pour évaluer l'effet de ces dernières de façon acceptable ; ce type d'échantillon est logistiquement très difficile à réunir. Pourtant, des études en éléments finis ont démontré d'un point de vue théorique l'influence de la morphométrie sur le comportement mécanique.

Enfin, de façon générale, il existe actuellement peu d'éléments capables de prédire le comportement mécanique d'un disque d'un point de vue quantitatif. Au contraire de l'os qui possède un module d'Young corrélé à sa densité minérale osseuse (par exemple déterminée grâce à l'examen double énergie DXA), le tissu mou n'a encore jamais fait l'objet de telles études.

En conséquence, la présente recherche a pour objectif de rassembler les données les plus complètes possibles sur des disques intervertébraux, afin d'y rechercher les éléments influant sur leurs propriétés biomécaniques. Ces données incluent de multiples classifications de dégénérescence, ainsi qu'une détermination précise des singularités structurelles et de la géométrie ; des reconstructions double énergie sont aussi proposées, pour s'inspirer de l'examen osseux de DXA. Quant aux essais biomécaniques, ils couvrent une large gamme afin d'accéder à des résultats globaux.

## **2.2 Protocole expérimental**

Un protocole expérimental *in vitro*, associé à l'acquisition de différentes modalités d'imagerie, a été mis en place pour caractériser le disque intervertébral. Ce protocole est présenté Figure 7 de façon schématique. Il a concerné 22 disques intervertébraux lombaires frais (non congelés) répartis dans les niveaux L1-L2 et L4-L5.

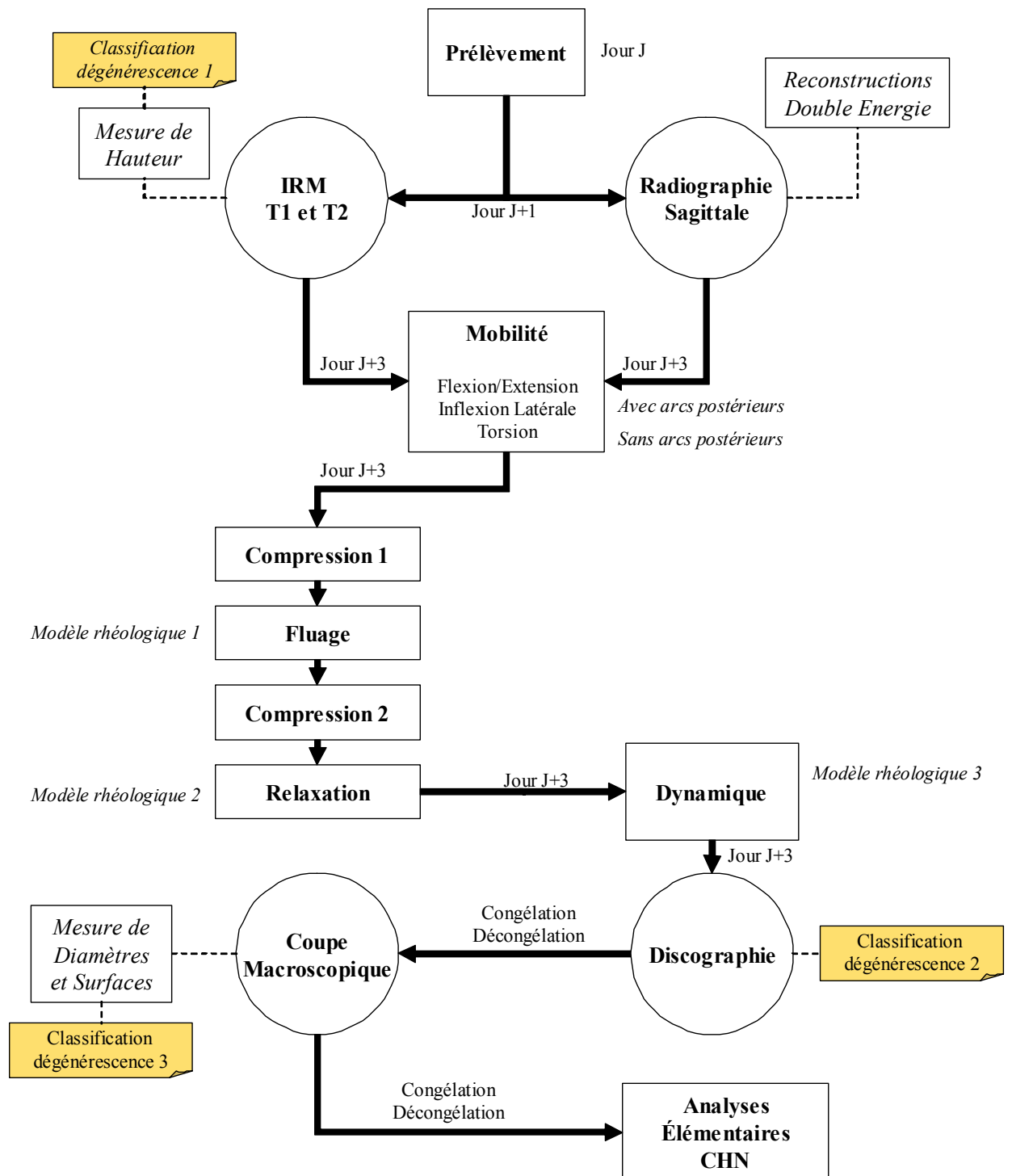


Figure 7 Schématisation du protocole expérimental

### 2.2.1 Imagerie

Radiographies, discographies et coupes IRM ont été obtenues dans les trois jours suivant le prélèvement. Chacune de ces trois modalités a été exploitée de façon différente.

La radiographie (frontale et sagittale), réalisée avant l'expérimentation biomécanique, a permis d'identifier les anomalies calcifiées. Ainsi, ostéophytes et calcifications intra-discales ont pu être repérés. Ces clichés ont également mené à la détection d'anomalies liées à la morphologie globale du rachis, comme les scolioses ou les rétrolisthésis. De plus, des radiographies sagittales ont été prises à des énergies différentes pour 10 disques intervertébraux, ce qui a permis de reconstruire des images de ces spécimens en mode double énergie.

Deux séries d'images IRM ont été obtenues dans la même journée que les radiographies. Les hernies, nœuds de Schmorl et altérations de type Modic ont été recherchés. Ces images ont donné lieu à une première classification de dégénérescence sur l'échelle de Gibson [30] (voir Tableau II). Les hauteurs discales ont été mesurées sur les coupes centrales (voir Figure 8).



Figure 8 Calcul de hauteur sur les coupes IRM



La discographie sagittale a été effectuée au terme des expérimentations *in vitro*. Après injection d'un liquide radio-opaque au centre du disque, elle a permis de localiser les fissures radiales communiquant avec le nucleus. Elle a fourni une seconde classification de dégénérescence (d'après Coventry [19], voir Figure 5). La Figure 9 donne un exemple de deux grades différents.

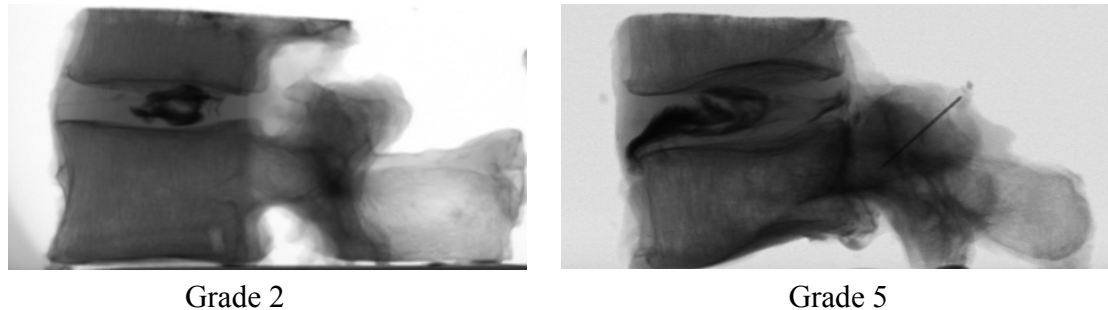


Figure 9 Exemples de classification discographique (Coventry)

Radiographies et discographies ont été prises sur le prototype de EOS™, situé à la société Biospace. Les IRM ont été faites à l'hôpital Beaujon (Paris).

Discographies et IRM sont présentées en Annexe E et F.

### 2.2.2 Coupe macroscopique et analyse élémentaire

Après congélation puis décongélation, les disques ont été disséqués dans leur plan axial. L'inspection à l'œil nu a mené à la troisième et dernière classification de dégénérescence, d'après l'échelle de Nachemson (voir Tableau I). Cette coupe macroscopique a d'autre part permis de mesurer les diamètres frontaux et sagittaux avec un pied à coulisses (Figure 10) et de déterminer la surface en traçant le contour discal sur une feuille de papier calque.

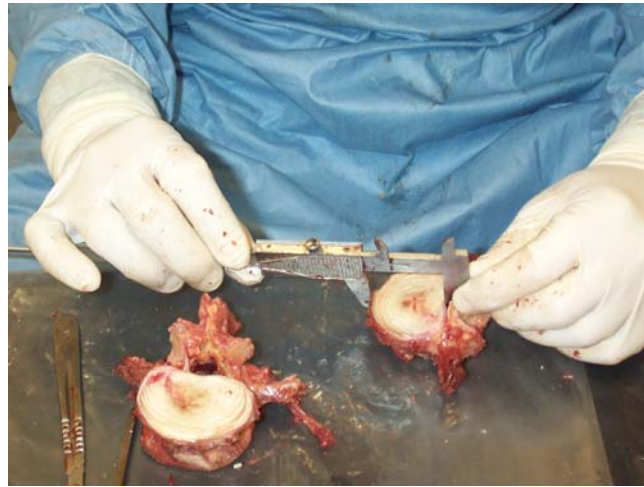


Figure 10 Mesure des diamètres frontaux et sagittaux

Après une autre étape de congélation et de décongélation, des analyses élémentaires CHN ont été faites sur les 10 disques intervertébraux disposant d'une reconstruction double énergie. Ces analyses donnaient accès aux fractions massiques en carbone (C), hydrogène (H) et azote (N) d'échantillons de tissu prélevés dans différentes régions du disque, utiles pour la détermination du numéro atomique équivalent.

Les coupes macroscopiques sont présentées en Annexe G.

### 2.2.3 Expérimentation biomécanique

Les essais de caractérisation mécanique ont été réalisés dans un délai de trois jours après le prélèvement. Une même séquence a été respectée pour les 22 spécimens : tests de mobilité, tests viscoélastiques puis tests dynamiques. Les protocoles relatifs à chaque essai avaient été définis antérieurement au LBM.

### 2.2.3.1 Tests de mobilité

Ces expériences, effectuées sur la machine d'essais 2TM du LBM, avaient pour but d'enregistrer les amplitudes de mouvements des unités fonctionnelles sollicitées sous des couples physiologiques (10 N.m maximum) de flexion/extension, inflexion latérale et torsion. Des courbes classiques de chargement/déchargement ont ainsi pu être obtenues. Les rotations secondaires au mouvement principal ainsi que les translations ont également été mesurées. Les tests ont été répétés après dissection des arcs postérieurs (Figure 11).



Figure 11 Essais de mobilité avant et après dissection des arcs postérieurs

### 2.2.3.2 Tests viscoélastiques

Les disques sans arcs postérieurs ont subi des essais de fluage et de relaxation de contraintes d'une durée de 10 minutes, ainsi que deux compressions (chargement/déchargement jusqu'à 400 N). Les spécimens étaient immergés dans une solution saline à 37°C. La Figure 12 présente le montage expérimental placé dans une machine Instron 5500. Fluage et relaxation ont été simulés par deux modèles rhéologiques à trois paramètres composés chacun de deux ressorts et d'un amortisseur.



Figure 12 Montage pour les tests quasi-statiques

### 2.2.3.3 Tests dynamiques

Les derniers essais consistaient à réaliser une compression dynamique sur chaque disque. Des sollicitations compressives sinusoïdales ont été appliquées par l'intermédiaire d'une masse libre et les accélérations d'entrée et de sortie ont été enregistrées [44]. Ces données ont permis de mettre en place un modèle rhéologique à deux éléments composé d'un ressort et d'un amortisseur. La Figure 13 montre le montage expérimental disposé dans une machine Instron 8500.

## 2.3 Exploitation et analyse des résultats

Pour présenter et discuter les résultats de façon rigoureuse, l'analyse de ce protocole a été structurée en quatre parties qui font l'objet des quatre chapitres suivants. Chaque section a été construite de façon à être indépendante des autres ; trois d'entre elles ont

ainsi pu donner lieu à la rédaction d'articles qui sont présentés en Annexes et écrits en langue anglaise. Les matériels et méthodes utiles sont détaillés dans chaque chapitre.

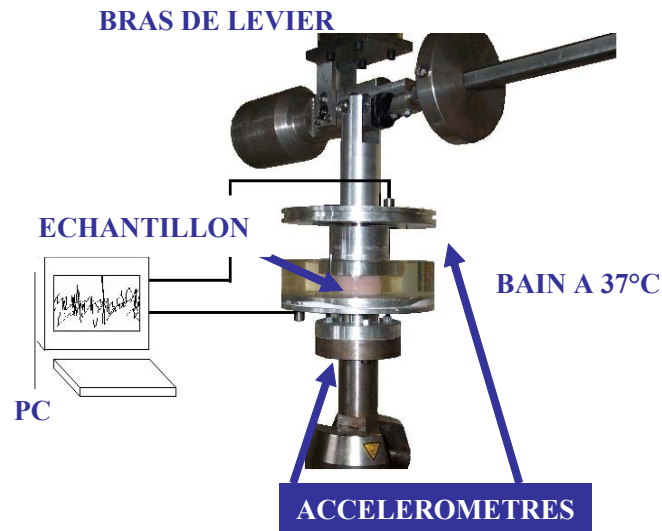


Figure 13 Montage expérimental pour la compression dynamique [44]

Le chapitre 3 s'intéresse aux liens existant entre la mobilité des disques intervertébraux et l'imagerie. De façon plus spécifique, il vise à fournir des éléments d'explication aux larges corridors de mobilité rencontrés lors des études expérimentales *in vitro*. Après avoir mis en évidence la dispersion existant au sein de l'échantillon, des critères d'anormalité sont définis pour les disques en configuration intacte, et des hypothèses sont proposées pour les expliquer à partir des informations issues de la radiographie, de l'IRM, de la discographie et de la coupe macroscopique. Un échantillon lombaire relativement homogène est constitué pour évaluer l'influence de la géométrie. Translations, mouvements couplés et contribution des arcs postérieurs sont présentés.

Le chapitre 4 reprend les mêmes résultats d'imagerie et leurs relations avec les propriétés viscoélastiques des disques intervertébraux sont recherchées. La possibilité d'une modélisation rhéologique commune pour le fluage et la relaxation est examinée. Les effets de la dégénérescence, des singularités pathologiques et de la géométrie sont discutés. L'étude s'interroge également sur les liens existant entre fluage, relaxation et hystérésis.

Le chapitre 5 synthétise les résultats obtenus en mobilité (principalement sans arcs postérieurs) et en viscoélasticité, en adjoignant les essais dynamiques. Les données issues de l'imagerie sont à nouveau exploitées. La modélisation rhéologique dynamique est développée. Les situations dans lesquelles certaines singularités perturbent le comportement mécanique, ainsi que celles où elles n'interviennent pas, sont présentées. Suivant le type de sollicitation considérée, la nature des facteurs influençant la réponse est discutée.

Le chapitre 6 évoque la mise en application de l'imagerie radiographique en double énergie au disque intervertébral. Le numéro atomique équivalent auxquelles ces reconstructions donnent accès est estimé puis confronté à celui fourni par les analyses CHN (Carbone, Hydrogène, Azote). La qualité des images double énergie est commentée, et des comparaisons avec l'IRM sont présentées.

Enfin, le dernier chapitre discute les principaux résultats obtenus au cours de la recherche.

## CHAPITRE 3

### IMAGERIE ET EVALUATION DE LA MOBILITE

Cette partie de l'étude s'attache à spécifiquement analyser la mobilité du disque intervertébral, avec et sans arcs postérieurs, dans les mouvements de flexion/extension, inflexion latérale et torsion. Des liens sont alors recherchés et établis avec l'imagerie.

Des résultats complémentaires sur les courbes de mobilités sont présentés en Annexe C.

Cette section a fait l'objet de l'écriture d'un article présenté en Annexe I, intitulé « Spinal Imaging and Evaluation of Intervertebral Disc Mobility » et soumis à la revue *Spine*.

#### 3.1 Introduction

La compréhension du comportement du disque intervertébral (DIV) reste incomplète en raison de sa complexité structurelle. Elle présente des intérêts importants afin de déceler les éléments intervenant dans la lombalgie, problème épidémiologique majeur, mais également de permettre l'intégration de l'unité discale à des modèles numériques, utilisés à des fins de simulation biomécanique ou de planification chirurgicale [51].

Avec les multiples sollicitations qu'il doit quotidiennement subir, le DIV est progressivement soumis à des dégradations liées en partie au vieillissement, plus qu'aucun autre tissu mou du système musculo-squelettique [13]. Ce phénomène, appelé dégénérescence discale et très abondamment étudié dans la littérature

[3,13,20,75,90,92], s'exprime au travers de modifications biochimiques principalement localisées dans le nucleus pulposus (baisse de la teneur en eau et en protéoglycanes) qui perd son aspect gélatineux. Ces altérations imposent au réseau de collagène de résister à des charges plus importantes, ce qui engendre des initiations de ruptures menant à des fissures radiales ou circonférentielles macroscopiques dans l'annulus fibrosus. Cette séquence d'événements entraîne à terme des modifications de volume et de forme, notamment une perte de hauteur. A ces endommagements intra-discaux peuvent s'associer une arthrose des facettes articulaires [15] et la formation d'ostéophytes sur les corps vertébraux. Tous ces changements, qu'ils soient géométriques, biochimiques ou structurels, influent probablement sur les propriétés mécaniques de l'unité fonctionnelle.

Parmi les volets existants de la caractérisation mécanique, l'étude de la flexibilité du rachis lombaire a mobilisé un grand nombre de chercheurs [71,73,83,88,97], bien que les couplages aient rarement été adjoints [52,74]. Beaucoup ont évalué l'impact de la dégénérescence sur leurs résultats [28,35,61,87], en définissant celle-ci à l'aide de grades issus de la radiographie, de l'IRM, de la discographie, ou de la coupe macroscopique. Cependant, des divergences peuvent être mises en évidence dans les études ; par exemple, Mimura et al. [61] notent une diminution régulière des amplitudes en inflexion latérale avec la dégénérescence macroscopique, tandis que Tanaka et al. [87] les mesurent croissantes puis décroissantes avec la gravité de la dégénérescence déterminée par cryomicrotome. De plus, les grades de dégénérescence issus de deux modalités distinctes ne mènent pas nécessairement aux mêmes conclusions sur un échantillon identique : dans les travaux de Mimura et al. [61], on observe une diminution des amplitudes en flexion/extension avec la sévérité de la dégénérescence évaluée à partir de la radiographie, tandis que la classification macroscopique produit une distribution d'amplitudes qui augmentent puis diminuent. Enfin, les différences entre chaque groupe sont rarement significatives en raison de larges corridors expérimentaux ; la dispersion due aux comportements intrinsèques à chaque individu peut fort bien dominer les classifications liées à l'âge, au sexe, au niveau lombaire ou à l'état de dégénérescence [68]. Ainsi, l'hétérogénéité rencontrée



dans ces études rend compte d'une part de la difficulté à définir la dégénérescence discale et laisse supposer d'autre part que celle-ci n'est pas seule à influencer le comportement biomécanique du DIV.

La présente étude a pour principal objectif d'exploiter certaines techniques d'imagerie cliniquement répandues (radiographie, IRM, discographie) afin de fournir des éléments d'explication aux corridors expérimentaux souvent très larges rencontrés lors de tests *in vitro* mesurant les mobilités lombaires.

## **3.2 Matériels et Méthodes**

### **3.2.1 Préparation, imagerie et tests de flexibilité**

Quatorze segments rachidiens thoraco-lombaires humains (6 T10-L2 et 8 T12-L5) ont été prélevés sur des sujets (6 femmes et 8 hommes âgés de 55 à 93 ans, moyenne de 67 ans) au Centre du don des corps des Saints-Pères (Paris, France), dans un délai n'excédant pas dix jours après le décès. Les corps vertébraux, arcs postérieurs, disques intervertébraux et appareils ligamentaires ont été soigneusement préservés.

Dans les 24 heures suivant le prélèvement, chaque spécimen a été radiographié puis examiné en IRM. Des radiographies face et profil ont été prises à une énergie de 70 kVp (prototype EOS™). Pour l'IRM, deux séquences (SE T1 et TSE T2) ont été réalisées latéralement sur une machine 1.5 Tesla (Philips Intera), avec une épaisseur de coupe de 2 mm.

Les pièces anatomiques ont ensuite été préparées pour l'expérimentation biomécanique, et 22 spécimens composés de 3 vertèbres/2 disques (14 T12-L1-L2 et 8 L3-L4-L5) ont été obtenus en sciant les 14 segments thoraco-lombaires. Pour chacune des 22 unités, le demi-corps vertébral inférieur a été rigidement fixé dans un

support cylindrique contenant une résine polyuréthane ; trois vis ont été de plus insérées radialement pour assurer un maximum de stabilité. Les spécimens ont alors été humectés puis placés dans une machine d'essais 2TM LBM-ENSAM spécifique aux rachis [52], qui permet d'évaluer le comportement statique du disque inférieur de l'ensemble 3 vertèbres/2 disques. Des moments de flexion/extension, inflexion latérale et torsion d'un maximum de 10 N.m ont été appliqués à la vertèbre supérieure (Figure 14B) par pas de 1 N.m. Les mesures des 6 composantes des déplacements (précision  $\pm 0.5$  mm) et rotations (précision  $\pm 0.5^\circ$ ) du centre du corps de la vertèbre centrale par rapport au bâti ont été enregistrées (Figure 14A). Les arcs postérieurs du disque inférieur ont alors été disséqués, et les tests ont été répétés (Figure 14C). Ainsi, un total de 44 essais a été réalisé à température ambiante.

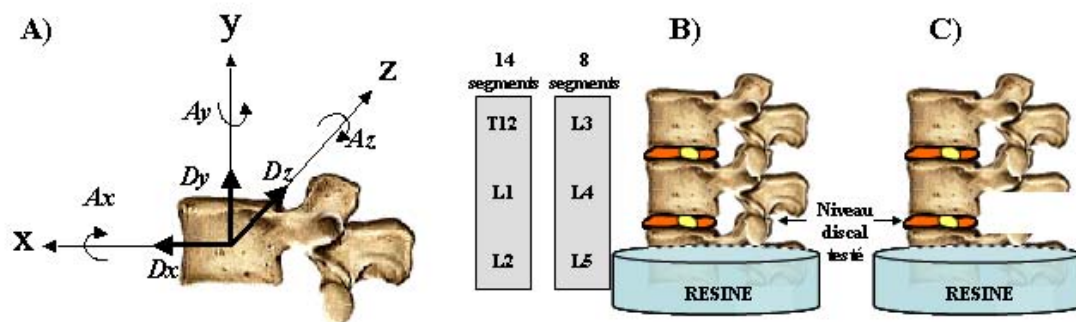


Figure 14 Protocole pour la préparation aux tests de mobilité

A) Position des axes de référence ; B) Préparation des spécimens pour les tests de flexibilité avec arcs postérieurs et C) sans arcs postérieurs.

Au terme d'expérimentations biomécaniques supplémentaires n'engendrant aucun endommagement (compression, fluage, relaxation, dynamique, détaillés dans les chapitres 4 et 5), chaque disque a finalement été discographié à l'aide d'une aiguille fine de type CHIBA. Après vérification de la position centro-discale de l'aiguille, 1.5 à 2 cm<sup>3</sup> de produit de contraste iodé (Iopamicron) ont été injectés et des clichés radiographiques sagittaux (énergie de 70 kVp) ont été effectués.

Une durée maximale de 72 heures s'est écoulée entre le prélèvement et la discographie ; cette partie du protocole s'est donc déroulée sans qu'aucune étape de congélation n'intervienne. Ainsi, les pièces anatomiques ont été traitées fraîches et conservées à +5°C entre chaque prise d'imagerie ou expérimentation biomécanique. Elles ont finalement été congelées à -20°C.

### 3.2.2 Inspection macroscopique et morphométrie

Les spécimens ont été décongelés 7 jours plus tard pendant 8 à 10 heures à +5°C, pour être disséqués dans leur plan axial avec un scalpel, mesurés avec un pied à coulisse (diamètres frontaux  $l_f$  et sagittaux  $l_s$  – Figure 15B), photographiés et inspectés à l'échelle macroscopique. La hauteur discale (H) a été directement mesurée sur les coupes IRM centrales ; la méthode utilisée s'inspire de celle de Farfan [26] – voir Figure 15A.

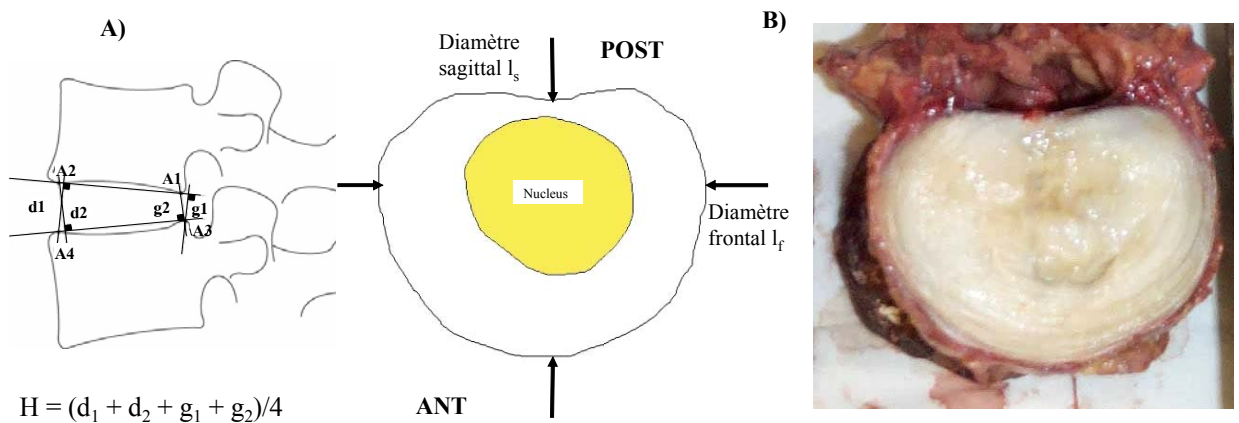


Figure 15 Mesures géométriques


- A) Calcul de hauteur (H) sur les coupes IRM, basée sur les bords A1, A2, A3 et A4 des vertèbres ;
- B) Mesure des diamètres frontaux  $l_f$  et sagittaux  $l_s$  à partir de la coupe macroscopique.

### 3.2.3 Grades de dégénérescence et anomalies

Les DIVs ont été classés par un observateur unique, suivant le grade de dégénérescence issu de trois modalités : IRM en séquence T2 d'après l'échelle de Gibson [30] ; discographie d'après l'échelle de Coventry [19] ; inspection macroscopique d'après l'échelle de Nachemson [66] (Tableau IV).

Les ostéophytes, altérations IRM de type Modic [63], hernies, calcifications, asymétries frontales, fissures discographiques, etc. ont été repérées sur les modalités d'imagerie disponibles par le même observateur.

Tableau IV  
Grades de dégénérescence

<b>IRM (Gibson)</b>	<b>Gi0</b>	<b>Gi1</b>	<b>Gi2</b>	<b>Gi3</b>	<b>Gi4</b>
	Signal nucléaire normal				Perte totale de signal
<b>Discographie (Coventry)</b>	<b>C1</b>	<b>C2</b>	<b>C3</b>	<b>C4</b>	<b>C5</b>
	Boule de coton	Lobulaire	Irrégulier	Fissuré	Rompu
<b>Macroscopie (Nachemson)</b>	<b>M1</b>	<b>M2</b>	<b>M3</b>	<b>M4</b>	
	Normal	Fibreux	Fissures isolées	Changements sévères	

## 3.3 Résultats

### 3.3.1 Flexibilités et couplages

Les amplitudes de mobilité à 10 N.m pour les 22 unités fonctionnelles lombaires avec arcs postérieurs sont présentées Figure 16 en flexion, extension et en torsion droite.

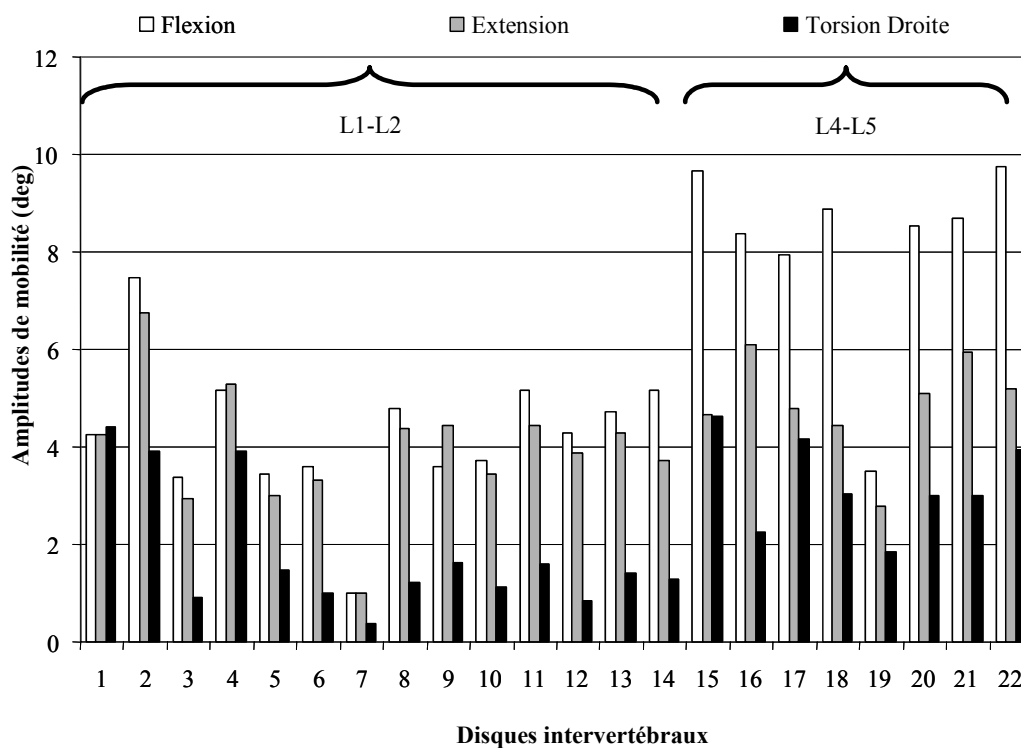


Figure 16 Variabilité des amplitudes de mobilité en flexion, extension et torsion

Tableau V

Contribution des arcs postérieurs en mobilité

	Flexion			Extension			Inflexion Lat.			Torsion		
	5 N.m	7 N.m	10 N.m	5 N.m	7 N.m	10 N.m	5 N.m	7 N.m	10 N.m	5 N.m	7 N.m	10 N.m
<b>L1-L2</b>	21 %	25 %	37 %	49 %	47 %	48 %	15 %	11 %	9 %	109 %	97 %	89 %
<b>L4-L5</b>	30 %	23 %	29 %	78 %	69 %	61 %	15 %	14 %	13 %	90 %	87 %	82 %

Pourcentage d'augmentation  $\left( \frac{ROM_{Lésé} - ROM_{Intact}}{ROM_{Lésé}} \times 100 \right)$  entre les amplitudes dans la configuration intacte ( $ROM_{Intact}$ ) et lésée ( $ROM_{Lésé}$ ) ; ROM = Range of Motion (Amplitude de mobilité)

La valeur moyenne et les valeurs extrêmes des angles de rotations à 10 N.m des 22 DIVs répartis dans les 2 niveaux L1-L2 et L4-L5 sont présentés Figure 17, en configurations intactes et lésées. La différence maximale entre la flexion et l'extension était inférieure à 1.5 degrés pour les DIVs L1-L2, tandis que les L4-L5 étaient plus mobiles en flexion (différence maximale de 5 degrés).

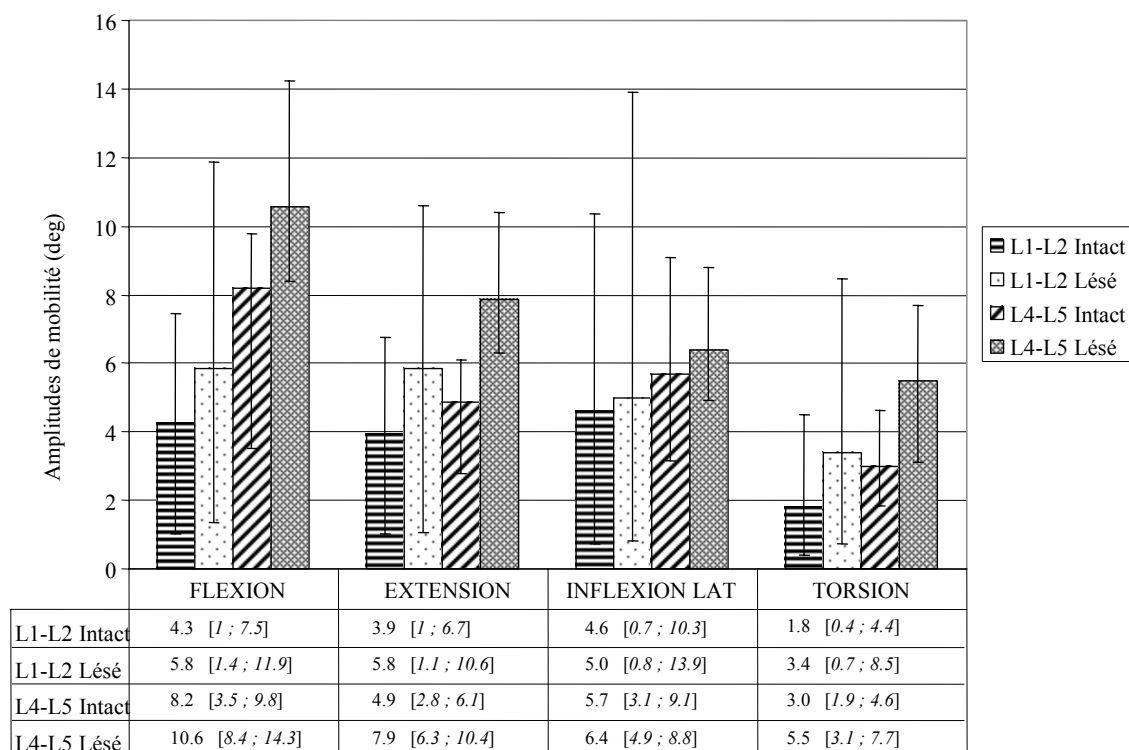


Figure 17 Moyennes des amplitudes de mobilités

Moyennes [Min ; Max] en degrés des mobilités pour les 14 DIVs L1-L2 et les 8 DIVs L4-L5 sollicités à 10 N.m, avec (Intact) et sans (Lésé) arcs postérieurs ; les valeurs en inflexion latérale et en torsion sont moyennées entre la droite et la gauche.

La lésion des arcs postérieurs (Tableau V) s'est traduite par une augmentation moyenne de mobilité à 10 N.m très variable suivant la sollicitation ; celle-ci était particulièrement marquée en torsion à plus de 80%, suivie dans l'ordre décroissant par l'extension (hausse d'environ moitié), la flexion (hausse d'environ un tiers), et l'inflexion latérale (hausse d'environ 10%). Ces accroissements de mobilité étaient

quasiment indifférenciés pour les DIVs L1-L2 et L4-L5 en flexion, inflexion latérale et torsion. En revanche, les DIVs L4-L5 exhibaient une augmentation de mobilité plus importante en extension (61% contre 48%).

Tableau VI  
Translations et rotations couplées

		Flexion/Extension		Inflexion Lat. D/G		Torsion D/G		
		Intact	Lésé	Intact	Lésé	Intact	Lésé	
Translations (mm)	Dx Postéro-antérieure	L1-L2	1.5 / -1.5	1.5 / -1.5	0 / 0	0 / 0	0 / -0	0 / -0.5
		L4-L5	2.5 / -1.5	2 / -1.5	0.5 / 0	0 / 0	-0.5 / -0.5	-0.5 / -1
	Dy Verticale	L1-L2	0 / -0	0 / -0.5	0.5 / -0.5	0.5 / -0.5	0 / 0	0 / 0
		L4-L5	-0.5 / 0	-0.5 / 0.5	0 / 0.5	0 / 0	0 / 0.5	0 / 0.5
Dz Transverse	L1-L2	-0 / 0	-0.5 / 0.5	-0.5 / -0	-0.5 / -0.5	2.5 / -2.5	4.5 / -4.5	
	L4-L5	0 / -0	-0 / -0.5	-0 / -0.5	-0.5 / -0	4 / -3.5	7 / -7	
Rotations couplées (deg)	Az Sagittale	L1-L2			-0 / 0	-0 / 0.5	-0 / -0.5	0.5 / 0.5
		L4-L5			-1 / -1	-0 / -0.5	-0.5 / -1	0 / 0
	Ax Frontale	L1-L2	0 / 0	0.5 / 0			-0.5 / 0.5	-0.5 / 0.5
		L4-L5	0.5 / 0.5	0 / 0			1.5 / -1	0.5 / -0.5
	Ay Axiale	L1-L2	0 / -0	0 / -0	0 / -0	0 / 0		
		L4-L5	-0 / 0	-0 / 0	-0.5 / 0	-0.5 / 0		

Dx >0 : direction antérieure ; Dy >0 : direction vers le haut ; Dz >0 : direction transverse droite ;  
Ax >0 : inflexion latérale droite (D) ; Ay >0 : torsion gauche (G) ; Az >0 : extension.

Les translations et rotations couplées mesurées lors des sollicitations sont regroupées dans le Tableau VI. Dans l'ensemble, les translations étaient très faibles et inférieures au millimètre, sauf dans deux cas : la translation postéro-antérieure en flexion/extension, et la translation transversale en torsion. Les rotations axiales étaient négligeables (inférieures à 0.5 degré), et le sont demeurées après arthrectomie. A l'état intact, les rotations sagittales étaient faibles pour les L1-L2 (0.5 degré et moins) et moyennes pour les L4-L5 (environ 1 degré), les disques exhibant une grande tendance à la flexion plutôt qu'à l'extension quelle que soit la sollicitation

(inflexion latérale ou torsion droite et gauche). La lésion des arcs postérieurs tendait à annuler l'effet systématique unidirectionnel de la rotation. Les rotations frontales étaient plutôt faibles et sans direction particulière en flexion/extension. En revanche, elles étaient non négligeables en torsion, et différaient suivant le niveau considéré : la torsion droite L1-L2 induisait une inflexion latérale gauche, tandis que la même sollicitation en L4-L5 engendrait une inflexion latérale droite et réciproquement. Cette tendance a été conservée après dissection des arcs postérieurs.

### 3.3.2 Singularités au sein de l'échantillon

***Hernies, nœuds de Schmorl, calcifications, ostéophytes et grades de dégénérescence.*** Tous les disques intervertébraux étaient dégénérés. La Figure 18 montre la distribution obtenue, avec une concordance acceptable entre les grades. Au total, trois nœuds de Schmorl ont été observés dans des disques peu ou moyennement dégénérés (grades C2 ou C3). Six hernies postérieures sur 7, mises en évidence par l'IRM, n'apparaissaient que dans des disques sévèrement fissurés (grades C4 ou C5). On a noté une prédominance des ostéophytes, compte tenu de l'âge élevé des donneurs : 15 disques sur 22 en possédaient. Tous les grades de dégénérescence étaient représentés dans cet ensemble de 15. Sur les 7 disques qui en étaient exempts, 5 étaient M2 et 2 étaient M3, i.e. moyennement dégénérés. Des calcifications diffuses étaient observées dans la moitié des spécimens : 5 M2, 4 M3 et 2 M4. Sur ces 11 disques, 9 possédaient des ostéophytes sur la vertèbre supérieure ou inférieure. Trois DIVs avaient une asymétrie frontale.

***Faibles amplitudes à l'état intact.*** Trois disques (Figure 19) étaient caractérisés par de faibles amplitudes : deux d'entre eux dans les trois sollicitations, un en torsion seulement.



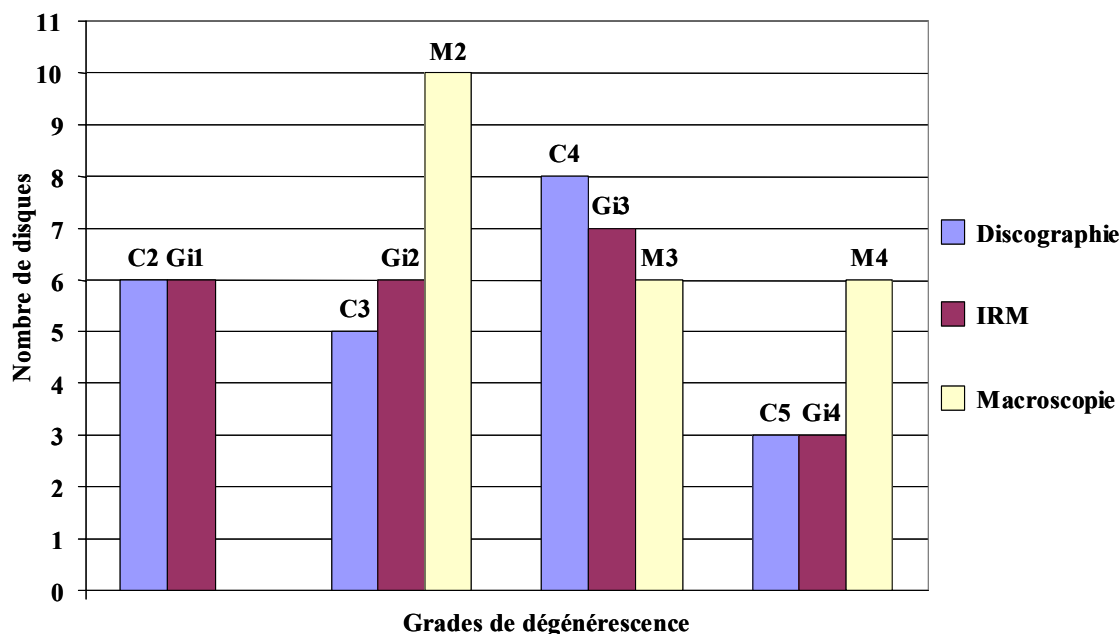


Figure 18 Distribution des trois grades de dégénérescence

Grades IRM, Discographie et Macroscopie dans l'échantillon des 22 DIVs.

Le disque  $D_A$  (niveau L1-L2) exhibait les amplitudes les plus basses de l'échantillon dans toutes les sollicitations, ne dépassant jamais 1 degré à l'état intact. Il possédait une ossification ligamentaire antérieure très visible en radiographie, qui l'immobilisait presque intégralement.

Le disque  $D_B$  (niveau L4-L5) présentait des amplitudes très faibles, de l'ordre de la moitié de celles des autres dans les trois directions. La déficience se corrigeait après dissection des arcs postérieurs dans toutes les sollicitations ; la radiographie correspondante ne montrait aucune différenciation postérieure entre les facettes articulaires qui semblaient de ce fait fusionnées.

Pour le disque  $D_C$ , l'amplitude en torsion était 30% inférieure à la moyenne, en intact et en lésé. Une calcification intra-discale en position antérieure de grande taille a été

mise en évidence sur la radiographie. Ce disque présentait de plus une translation postéro-antérieure excessive en flexion (4.5 mm) et en extension (- 3 mm).



Figure 19 Disques à faibles amplitudes

Disque D<sub>A</sub> : Ossification ligamentaire antérieure ; Disque D<sub>B</sub> : Fusion des facettes articulaires ;  
Disque D<sub>C</sub> : Calcification.

***Fortes amplitudes à l'état intact.*** C'est en inflexion latérale que le plus grand nombre de DIVs à forte amplitude a été trouvé ; on en a dénombré six (D<sub>1</sub>, D<sub>2</sub>, D<sub>3</sub>, D<sub>4</sub>, D<sub>5</sub> et D<sub>6</sub>). Trois spécimens seulement, directement extraits de ce groupe, présentaient une mobilité importante en torsion (D<sub>1</sub>, D<sub>2</sub> et D<sub>3</sub>). Finalement, un seul disque (D<sub>1</sub>) restait très mobile en flexion/extension.

Les DIVs D<sub>4</sub> et D<sub>5</sub> (niveau L1-L2), qui n'exhibaient une forte mobilité qu'en inflexion latérale (environ 6 degrés), ne présentaient pas d'anomalie particulière ni de dégénérescence marquée. Ils appartenaient au contraire à l'ensemble des spécimens les plus normaux de l'échantillon. En revanche, leurs grands axes étaient les plus petits de la série L1-L2, à 44 et 45 mm. Le disque D<sub>6</sub> (niveau L4-L5) moyennement dégénéré, avec des amplitudes asymétriques de 9 degrés à droite et 7.5 degrés à gauche, ne présentait aucune anomalie décelable avec les modalités d'imagerie disponibles ; l'asymétrie était rétablie après lésion des arcs postérieurs.

Les disques D<sub>2</sub> et D<sub>3</sub> (niveau L1-L2), hyper-mobiles en inflexion latérale et en torsion, étaient tous deux atteints d'une scoliose dégénérative droite de type sévère. En flexion/extension, leurs amplitudes étaient normales mais des couplages non négligeables (1 degré) en rotation axiale étaient observés.

Enfin, le disque D<sub>1</sub> (niveau L1-L2) cumulait des hyper-mobilités maximales dans les trois sollicitations avec des couplages importants. De plus, en inflexion latérale gauche, il était le seul à posséder une translation transversale dirigée vers la gauche. L'IRM a révélé une altération de type Modic II dans la partie antéro-supérieure de la vertèbre L2 et une hernie postéro-latérale gauche ; sa coupe macroscopique ne présentait toutefois pas de dégénérescence sévère, bien que sa discographie ait témoigné de la présence de nombreuses fissures.

***Extension supérieure ou égale à la flexion, et absence de gain de mobilité après dissection des arcs postérieurs.*** Un seul DIV présentait la particularité remarquable d'avoir des amplitudes supérieures en extension par rapport à la flexion, de l'ordre de 1 degré ; de plus, la dissection des arcs postérieurs ne lui a apporté aucune augmentation en flexion, tandis que l'extension était accrue de 22%. Cette anomalie ne s'est pas répétée au niveau L4-L5 du même donneur. Lors de la découpe macroscopique, un pont osseux latéral droit a été constaté, qui n'a pas été retrouvé en radiographie ni en IRM. En dehors de ce cas, seuls deux disques possédaient une amplitude en flexion exactement égale à celle en extension ; il s'agissait de D<sub>2</sub> et D<sub>3</sub>, DIVs scoliotiques.

Enfin, un disque (D<sub>R</sub>) n'exhibait aucune augmentation d'amplitude en flexion après dissection. Le gain en extension était au contraire anormalement élevé, l'amplitude de ce mouvement atteignant 10.5 degrés après lésion contre 6 degrés avant. D<sub>R</sub> était atteint d'un rétrolisthésis, couplé à une asymétrie frontale.

Les 18 autres disques étaient normaux à cet égard, toutes sollicitations confondues.

***Asymétries droite/gauche.*** En inflexion latérale, le mouvement parfaitement symétrique a été très rarement rencontré (écarts de 10 à 25%). Ces asymétries étaient peu modifiées par la lésion des arcs postérieurs, sauf dans le cas des deux disques scoliotiques D<sub>2</sub> et D<sub>3</sub> où elles s'amplifiaient.

En torsion L1-L2, les disques montraient une bonne symétrie entre la droite et la gauche, avec des écarts inférieurs à 10%, sauf dans le cas du disque D<sub>2</sub> scoliotique (20%). En torsion L4-L5, les asymétries étaient plus marquées (jusqu'à 45%), et disparaissaient presque intégralement après lésion des arcs postérieurs.

### 3.3.3 Etude de l'échantillon réduit aux disques exempts de singularités

En retranchant à l'échantillon les 6 disques les plus singuliers, soient D<sub>1</sub>, D<sub>2</sub>, D<sub>3</sub>, D<sub>A</sub>, D<sub>B</sub> et D<sub>C</sub>, on a constaté que le corridor de mobilité devenait plus faible au sein des 10 L1-L2 et 6 L4-L5 ainsi formés. Ces variations sont résumées dans le Tableau VII.

Tableau VII  
Mobilité des disques sans singularités

	<b>Flexion</b>	<b>Extension</b>	<b>Inflexion Lat.</b>	<b>Torsion</b>
<b>L1-L2 Intact</b>	4.2 [3.4 ; 5.2]	3.8 [2.9 ; 4.4]	4.1 [2.8 ; 6.3]	1.2 [0.8 ; 1.6]
<b>L1-L2 Lésé</b>	4.9 [3.6 ; 6.9]	5.4 [3.7 ; 7.6]	4.2 [2.9 ; 6.5]	2.4 [1.9 ; 3.1]
<b>L4-L5 Intact</b>	8.9 [8 ; 9.8]	5 [4.4 ; 5.9]	6.1 [4.4 ; 9.1]	3.4 [2.5 ; 4.6]
<b>L4-L5 Lésé</b>	10.8 [8.4 ; 14.3]	7.9 [6.3 ; 10.4]	6.5 [4.9 ; 8.8]	6 [3.7 ; 7.7]

Moyennes [Min ; Max] des mobilités des disques exempts de singularités, soient 10 L1-L2 et 6 L4-L5.

En considérant le groupe homogène des 10 L1-L2 (6 grades C2 et 4 grades C3) en configuration intacte, l'inflexion latérale était entièrement corrélée à la quantité  $(l_s \times l_f)/H$  ( $R^2 = 0.99$ ) ; son amplitude diminuait lorsque ce rapport augmentait (Figure 20). La torsion a semblé peu affectée par la géométrie des disques.

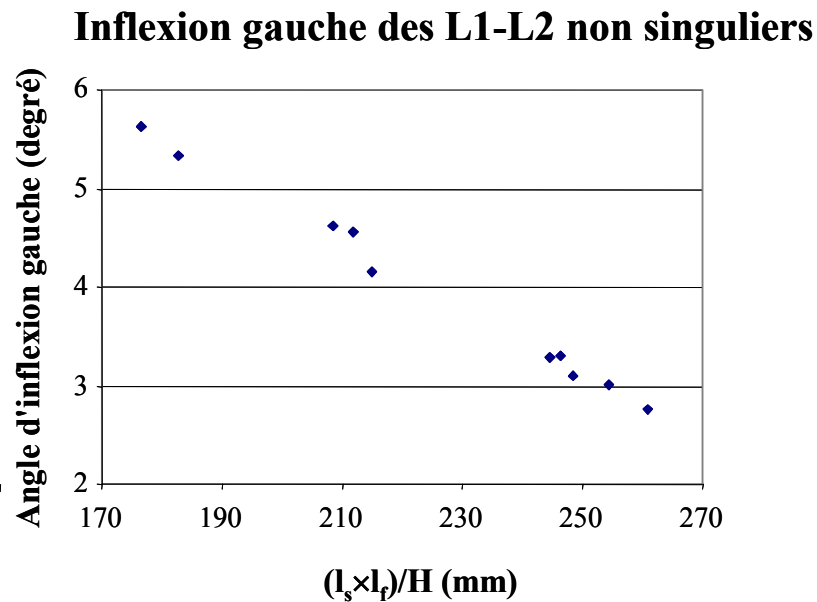


Figure 20 Relations entre géométrie et amplitudes

Cas des 10 L1-L2 non singuliers, avec arcs postérieurs en inflexion latérale gauche ;  $l_f$  et  $l_s$  = diamètres frontaux et sagittaux ; H = hauteur discale.

### 3.4 Discussion

Peu d'études portant sur des sollicitations à 10 N.m ont présenté des résultats de mobilité en dissociant les niveaux lombaires L1-L2 et L4-L5. Celle de Yamamoto et al. [97] propose des résultats très proches des valeurs de l'échantillon testé ici à l'état intact. Les données collectées au Laboratoire de Biomécanique de l'ENSAM à 7 N.m sur un échantillon important au niveau L4-L5 sont également très similaires (Tableau VIII). Par ailleurs, Posner [78] a rapporté des différences significatives en flexion entre les niveaux lombaires hauts et bas, mais non significatives en extension. Ceci est conforme à la tendance retrouvée entre les disques L1-L2 et L4-L5.

Tableau VIII  
Mobilités de références

	Flexion	Extension	Lat. bending	Torsion
<b>L1-L2 Yamamoto</b> <i>n=10 – 10 N.m</i>	5.8	4.3	5	2.3
<b>L1-L2 LBM</b> <i>n=10 – 7 N.m</i>	4.5	3.6	5.1	1.2
<b>L4-L5 Yamamoto</b> <i>n=10 – 10 N.m</i>	8.9	5.8	5.7	2.2
<b>L4-L5 LBM</b> <i>n=42 – 7 N.m</i>	8.2	4.6	5.9	2.6

Moyennes de mobilité à l'état intact de deux niveaux lombaires différents ; d'après Yamamoto et al. [97] à 10 N.m et les données non publiées du LBM à 7 N.m ; n = nombre de disques.

En terme de translations et de mouvements couplés, une similarité importante peut être établie avec les valeurs mesurées par Panjabi et al. [74]. En torsion gauche, notamment, les deux études retrouvent un couplage d'inflexion latérale dirigé vers la droite pour le niveau L1-L2, et vers la gauche pour le niveau L4-L5. Deux différences principales peuvent toutefois être notées : en inflexion latérale droite ou gauche, la translation transversale était dans notre échantillon principalement orientée vers la gauche, tandis que Panjabi et al. la mesurent à gauche pour l'inflexion gauche et inversement ; la translation transversale en torsion gauche était orientée vers la gauche et réciproquement quel que soit le niveau, tandis que Panjabi et al. la mesurent dans la même direction que le couplage d'inflexion latérale induit par la torsion (i.e. dépendante du niveau lombaire). Outre le fait que les deux échantillons soient nécessairement distincts, l'origine du repère choisi dans les deux cas était différente (coin inféro-postérieur du plan mi-sagittal contre centre du corps vertébral). De plus, les mesures étaient réalisées sur un rachis lombo-sacré entier, et non sur une série d'unités fonctionnelles comme dans la présente étude.

Concernant le rôle des arcs postérieurs, Adams et al. [2] ont déterminé que la contribution discale de résistance en extension était de 41% ( $\pm 8$ ) au niveau L1-L2, et

de 22% ( $\pm 11$ ) au niveau L4-L5. Ces valeurs sont retrouvées ici, le gain de mobilité à 10 N.m après excision de tout l'ensemble postérieur (épineuse, ligament jaune, facettes articulaires) valant 61% en L4-L5 et 48% en L1-L2 (valeurs quasi-indépendantes du couple imposé). Elles contredisent cependant celles de Tencer et al. [88], qui déterminent une augmentation plus faible, de seulement 25%. En revanche, cette même étude de Tencer et al. sur la dissection des arcs postérieurs donne des résultats très proches des nôtres dans les autres sollicitations, avec des gains de 25% en flexion, 16% en inflexion latérale, et 110% en torsion, pour des disques lombaires de niveau L2-L3 et L4-L5 à 10 N.m.

Les résultats globaux en terme de mobilité dans la direction principale et de couplages (translations et rotations secondaires) étaient donc similaires à ceux rapportés par d'autres auteurs ; cette correspondance permettait de supposer que l'on disposait ici d'un échantillon lombaire relativement représentatif, en dépit de la forte moyenne d'âge des donneurs. A partir de ces moyennes, des critères d'instabilité et d'anormalité ont été définis : amplitudes excessives ou trop faibles, couplages importants, asymétries, effets erratiques vis-à-vis de la lésion des arcs postérieurs.

Les disques présentant globalement un état de dégénérescence élevé, six d'entre eux ont été analysés comme porteurs d'anomalies comportementales majeures. La radiographie simple a permis de déterminer les principales causes de ces anomalies dans cinq cas, en détectant deux scolioses dégénératives responsables d'instabilité et d'hyper-mobilité, une calcification intra-discale remarquable bloquant le disque en torsion, une ossification ligamentaire antérieure verrouillant tous les mouvements, et une non-différenciation des facettes articulaires limitant la mobilité dans les trois directions de sollicitations. Dans le cas du 6<sup>ème</sup> disque hyper-mobile, l'IRM a mis en évidence une altération de type Modic II couplée à une hernie postérieure ; ce remodelage graisseux de la moelle osseuse n'a jamais été corrélé auparavant avec des altérations biomécaniques telle que l'instabilité fonctionnelle [63]. Néanmoins on ne

peut exclure l'existence d'une autre raison à l'origine du comportement particulièrement erratique de  $D_1$ .

Concernant les anomalies à incidence mineure, la radiographie a montré la présence d'un rétroisthéis, souvent accompagné d'arthrose articulaire postérieure, dans le cas d'un disque n'exhibant aucun gain en flexion après dissection des arcs postérieurs. Pour l'unité présentant plus d'extension que de flexion, seul l'examen macroscopique a révélé un pont osseux latéral. Enfin, l'imagerie n'a pas pu déterminer la cause de la forte asymétrie constatée en inflexion latérale pour le disque  $D_6$  ; celle-ci disparaissait après dissection postérieure, les facettes articulaires devaient donc constituer le siège de l'altération.

Après élimination des disques singuliers de l'étude, une certaine homogénéité des résultats a pu être mise en évidence. Au sein de ce nouveau groupe, une influence de nature géométrique a pu être révélée. L'excellente corrélation entre la quantité  $(I_s \times I_f)/H$  et l'amplitude en inflexion latérale pour les disques de niveau L1-L2 sans lésions est en accord avec les travaux de Natarajan et al. [69], qui ont montré dans une étude en éléments finis l'existence d'une relation linéaire entre la mobilité en inflexion latérale et le rapport surface/hauteur. Mais, contrairement aux mêmes auteurs, une relation identique n'a pu être trouvée dans le cas de la flexion, la contribution importante des arcs postérieurs dans ce mouvement devant dominer les seuls critères géométriques. Il est à noter que cette relation s'appliquait au groupe de niveau L1-L2 et non L4-L5, ceux-ci montrant des signes de dégénérescence beaucoup plus prononcés ; on peut supposer que la dégradation tissulaire résultante devait l'emporter à nouveau, dans ce cas, sur la géométrie. Enfin, plusieurs études [28,61,71,83,87,91] ont fait état d'une augmentation de la mobilité en torsion avec la présence de fissures annulaires, ce mouvement étant peu sensible à la morphologie discale et plus affecté que les autres par la dégénérescence. Le fait que notre échantillon L1-L2 exempt de singularités ait été peu hétérogène en terme de grades de



dégénérescence (grades C2 et C3 seulement) n'a pas permis de conclure sur l'effet des fissures.

Comme remarqué précédemment [76], les nœuds de Schmorl détectés dans trois disques n'avaient pas de lien apparent avec une dégénérescence avancée ; aucun impact de ces hernies intra-spongieuses sur la flexibilité n'a d'ailleurs pu être mis en évidence. D'autre part, ainsi que noté auparavant [28], aucune association convaincante n'a pu être trouvée entre ostéophytes et amplitude de mobilité. Enfin, si Stokes et al. [86] ont émis l'hypothèse que les hernies discales favorisaient une asymétrie droite/gauche en inflexion latérale, ce constat n'a pu être fait ici. De plus, leur présence est restée sans incidence apparente sur les mobilités, bien que Goel et al. [32] aient montré, après les avoir créées artificiellement, qu'elles augmentaient la flexibilité.

Les conditions expérimentales *in vitro* s'éloignent en divers points des conditions *in vivo* (modification de la lordose, absence de précharge, humidité, température, altérations tissulaires). En revanche, le fait que tous les rachis aient été traités de façon similaire permet de considérer comme valides les écarts retrouvés dans les tests, en raisonnant de façon relative et non absolue. De plus, les rachis n'ayant pas été congelés, ils n'ont pas été exposés à un endommagement cellulaire lié à la formation de cristaux de glace menant à une cytolyse [31]. Par ailleurs, bien que le problème soit peu documenté, un doute peut être émis sur la qualité de l'imagerie IRM après congélation ; cette étude s'affranchit de cette complication en ne testant que des disques frais.

La mobilité lombaire est le résultat d'une contribution discale, ligamentaire et osseuse par l'intermédiaire des facettes postérieures. La présente étude n'a pas disposé de coupes axiales permettant l'étude des articulations apophysaires ; néanmoins, elle a pu dégager des éléments spécifiques gouvernant la flexibilité d'une unité fonctionnelle. Au vu des résultats, il apparaît qu'un certain ordre pouvait être observé dans la part d'influence de chacun d'eux : les anomalies majeures (scoliose,

calcifications de grande taille, ossification ligamentaire, etc.) détectables en imagerie étaient naturellement les plus discriminantes au niveau mobilités/couplages et génératrices d'instabilité, tandis que les caractéristiques géométriques, également quantifiables grâce à l'imagerie, ne pouvaient révéler leur influence qu'au sein d'un groupe relativement sain (absence de singularité et dégénérescence modérée). A un niveau intermédiaire, l'intégrité des facettes articulaires et la dégénérescence discale jouaient un rôle important. Les anomalies des arcs postérieurs, détectées grâce aux tests répétés après leur excision, pouvaient en effet provoquer asymétries et limitations d'amplitudes ; la dégénérescence discale, dans ses états les plus sévères, dominait quant à elle la morphologie de l'unité considérée, des relations avec la géométrie n'ayant pu être mises en évidence dans le groupe très dégénéré des DIVs L4-L5.

### **3.5 Résumé et conclusion**

L'exploitation de trois modalités d'imagerie (radiographie, discographie, IRM) couplées à une inspection macroscopique a permis de fournir des éléments d'explication aux vastes corridors de mobilité mesurés dans un échantillon de 22 unités fonctionnelles lombaires. Ce corridor a pu être considérablement réduit après repérage et élimination des disques porteurs de caractéristiques anormales. Considérer la dégénérescence discale de façon isolée ne parvenait pas à traduire la variété de comportements retrouvés, la flexibilité étant également gouvernée par l'architecture osseuse postérieure, la géométrie (hauteur et surface) pour les mouvements d'inflexion, et la présence éventuelle de singularités pathologiques. Conjointement, ces facteurs contribuent à former une complexité comportementale unique pour chaque unité fonctionnelle rachidienne. Les résultats de la présente étude apportent un éclairage sur les origines des dispersions de mobilités, dont les prochaines expérimentations *in vitro* devront tenir compte. De futures études *in vivo* incluant des caractéristiques comme le sexe, l'âge, la morphologie globale du rachis,

l'état d'équilibre sagittal et les muscles para- vertébraux permettront d'approfondir la compréhension de la mobilité rachidienne.

## CHAPITRE 4

### COMPORTEMENT VISCOELASTIQUE EN RELATION AVEC L'IMAGERIE

Cette section traite du comportement viscoélastique du disque intervertébral. La viscoélasticité a été évaluée avec des essais de fluage, de relaxation et de compression quasi-statiques. A l'aide d'une modélisation rhéologique, les résultats sont confrontés aux apports de l'imagerie.

L'article « Viscoelastic Behaviour of Lumbar Intervertebral Disc in Relation with Spinal Imaging » correspondant à ce chapitre est présenté en Annexe J et a été soumis à la revue *Journal of Biomechanics*.

#### 4.1 Introduction

Le disque intervertébral (DIV) d'un niveau L3-L4 subit des charges compressives de l'ordre de 500 N en statique pour une personne de 70 kg en position debout [67]. Ces charges varient avec la posture et le mouvement (repos, marche, saut, course) et peuvent devenir très supérieures. Lors d'une sollicitation compressive à long terme, les DIVs possèdent la propriété de fluer en augmentant lentement la déformation initialement engendrée. Physiologiquement moins courant, la relaxation des contraintes constitue un second volet du comportement discal : la charge requise pour maintenir un déplacement donné diminue dans le temps. Ainsi, tout en demeurant réversibles, les déformations s'accumulent et se restituent de façon dépendante du temps ; elles sont caractéristiques d'un comportement viscoélastique, qui s'accompagne de courbes d'hystérésis lors d'une compression.

Les tests de compression axiale pure, abondamment rapportés dans la littérature [12,37,38,94] ont permis de caractériser plus spécifiquement le fluage [7,9,47,48,50,57,84], et beaucoup plus rarement la relaxation [10,39,72] ; cependant, bien qu'issues d'un phénomène physique similaire, compression, fluage et relaxation ont rarement été relatés dans une même étude [57] et jamais explicitement reliées entre elles en dehors de Koeller et al. [50] qui ont rapproché hystérésis et fluage en compression axiale dynamique. L'influence du niveau lombaire testé n'a par ailleurs pas été analysée.

Le fluage, la relaxation des contraintes et l'hystérésis participent tous de phénomènes similaires, regroupés sous le nom de viscoélasticité. Le DIV doit son comportement viscoélastique à la combinaison d'une phase liquide (fluide interstitiel composé d'eau, de gaz dissous et de petites protéines) et d'une matrice solide (fibres de collagène et protéoglycanes) [65]. En rhéologie, la première peut être assimilée à un amortisseur et la seconde à un ressort. L'association en série et/ou en parallèle de plusieurs de ces unités élémentaires peut parvenir à traduire la réponse viscoélastique du tissu considéré. Si la modélisation du fluage à l'aide de ces éléments a fait l'objet de plusieurs études [14,29,48,54], elle a été très peu traitée en relaxation [39] et aucun modèle n'a été exploité pour explorer parallèlement le fluage et la relaxation.

Finalement, l'effet de la dégénérescence du DIV sur ses propriétés en fluage a été mis en évidence à plusieurs reprises, faisant notamment état d'un taux de fluage plus élevé dans le cas des disques dégénérés [47,48,54]. L'hystérésis serait quant à elle sensible à la congélation [85], subirait des variations avec l'âge et augmenterait avec la présence d'hernies intra-spongieuses [94]. Les facteurs influençant la relaxation des contraintes ont en revanche été très peu répertoriés dans la littérature. Il paraît donc opportun de s'interroger sur la nature de ces derniers et de voir si la liste des éléments régissant une partie de la réponse viscoélastique peut être complétée.

Dans le but d'enrichir la connaissance des mécanismes liés à l'apparition de la dégénérescence, mais également pour concevoir au mieux les prothèses discales, une meilleure compréhension de la viscoélasticité du disque est importante.

Ainsi, la présente étude se propose de rechercher l'existence de relations entre compression, fluage et relaxation, en considérant notamment la possibilité d'un modèle rhéologique commun pour les simuler, et de voir à quels éléments issus de l'imagerie le comportement viscoélastique du disque intervertébral peut être relié.

## **4.2 Matériels et Méthodes**

### **4.2.1 Préparation, tests biomécaniques et imagerie**

Quatorze segments rachidiens thoraco-lombaires humains (6 T10-L2 et 8 T12-L5) ont été prélevés sur des sujets provenant du Centre du don des corps des Saints-Pères (6 femmes et 8 hommes âgés de 55 à 93 ans, moyenne de 67 ans), dans un délai n'excédant pas dix jours après le décès. Les corps vertébraux, arcs postérieurs, disques intervertébraux et appareils ligamentaires ont été soigneusement préservés.

Dans les 24 heures suivant le prélèvement, chaque spécimen a été radiographié puis examiné en IRM. Des radiographies face et profil ont été prises à une énergie de 70 kVp (prototype EOS™). Pour l'IRM, deux séquences (SE T1 et TSE T2) ont été réalisées latéralement sur une machine 1.5 Tesla (Philips Intera), avec une épaisseur de coupe de 2 mm.

Les segments ont ensuite été préparés pour l'expérimentation biomécanique et 22 spécimens composés de 3 vertèbres/2 disques (14 T12-L1-L2 et 8 L3-L4-L5) ont été obtenus à partir des 14 segments thoraco-lombaires. Pour chacune des 22 unités, le demi-corps vertébral inférieur a été rigidement fixé dans un support cylindrique

contenant une résine polyuréthane. Les spécimens ont alors subi des tests de flexibilité n'engendrant aucun endommagement et qui sont détaillés dans le chapitre 3. Après dissection des arcs postérieurs, la vertèbre centrale (L1 ou L4) a été sciée de façon à ne conserver que le disque étudié entre un corps et un demi-corps vertébraux parallèles. Au total, 22 unités fonctionnelles (FSU) ont ainsi été obtenues, soient 14 L1-L2 et 8 L4-L5.

Chaque unité a été immergée dans une solution saline préchauffée à 37°C et placée dans une machine de compression (Instron 5500). Cinq sollicitations successives, comprenant l'enregistrement du temps, de la charge de compression et du déplacement vertical ont alors été appliquées sur la face supérieure du demi-corps vertébral :

- 1) *Précyclage* : 5 compressions ont été réalisées en série à la vitesse constante de 800 N/min, chacune d'elle se composant d'un chargement jusqu'à 400 N et d'un déchargement.
- 2) *Compression 1* : une première compression, identique à celles décrites dans le précyclage, a été appliquée sur chaque FSU.
- 3) *Fluage* : une charge constante de 400 N a été maintenue pendant 10 min, atteinte à une vitesse de 800 N/min, et les variations du déplacement au cours du temps ont été enregistrées.
- 4) *Compression 2* : après déchargement, une seconde compression de contrôle (chargement/déchargement) identique à la compression 1 a été réalisée.
- 5) *Relaxation* : en réappliquant une charge de 400 N, un déplacement constant a été maintenu pendant 10 minutes et atteint à la vitesse de 50 mm/min ; les variations de la charge au cours du temps ont été enregistrées.

Au terme d'expérimentations dynamiques basses fréquences décrites dans le chapitre 5, chaque disque a finalement été discographié à l'aide d'une aiguille fine type CHIBA. Après vérification de la position de l'aiguille (centrage dans le nucleus), 1.5 à 2 cm<sup>3</sup> de produit de contraste iodé (Iopamicron) ont été injectés et des clichés sagittaux à 70 kVp ont été effectués.

Une durée maximale de 72 heures s'est écoulée entre le prélèvement et la discographie ; cette partie du protocole s'est donc déroulée sans qu'aucune étape de congélation n'intervienne. Ainsi, les pièces anatomiques ont été traitées fraîches et conservées à +5°C entre chaque prise d'imagerie ou expérimentation biomécanique. Elles ont finalement été congelées à -20°C.

#### **4.2.2 Inspection macroscopique et morphométrie**

Les spécimens ont été décongelés 7 jours plus tard pendant 8 à 10 heures à +5°C pour être disséqués dans leur plan axial avec un scalpel, mesurés avec un pied à coulisse (diamètres frontaux  $l_f$  et sagittaux  $l_s$ ), photographiés et inspectés à l'échelle macroscopique. Le contour du disque a été tracé au crayon sur une feuille de papier calque ; celle-ci a ensuite été numérisée à 300 dpi, et la surface (S) du disque en a été déduite par comptage des pixels. La hauteur discale (H) a été directement mesurée sur les coupes IRM centrales, par moyennage des hauteurs postérieures et antérieures ; la méthode utilisée s'inspire de celle de Farfan [26]. Ces mesures permettent de calculer les contraintes et les déformations, à partir des charges et des déplacements.

#### **4.2.3 Grades de dégénérescence et anomalies**

Les DIVs ont été classés par un observateur unique, suivant le grade de dégénérescence issu de trois modalités : IRM en séquence T2 d'après l'échelle de Gibson [30] ; discographie d'après l'échelle de Coventry [19] ; inspection macroscopique d'après l'échelle de Nachemson [66] (voir Tableau IV).

Le même observateur a également détecté la présence de hernies, de calcifications, d'ostéophytes et de toute autre singularité pathologique.



#### 4.2.4 Modules et rigidités

Pour chacune des quatre sollicitations (compression 1, fluage, compression 2, relaxation), le module nominal ( $E_m$ ) en MPa a été calculé comme la pente de la courbe contrainte/déformation à la fin de la montée en charge. Ce module permet de quantifier, indépendamment de la hauteur et de la surface discale, la difficulté à déformer chaque DIV [79]. La raideur moyenne ( $R_d$ ) en N/mm, rapport entre la charge de 400 N et le déplacement obtenu, a également été évaluée dans les quatre configurations.

#### 4.2.5 Modélisation rhéologique

Pour rendre compte du comportement viscoélastique du DIV, les données de fluage et de relaxation ont été exploitées à l'aide d'une modélisation rhéologique. Le modèle à trois paramètres, composé d'une unité Kelvin (un ressort  $E_1$  et un amortisseur  $\eta$  en parallèle) en série avec un ressort  $E_2$  (Figure 21), a été choisi pour représenter la réponse discale en fluage au cours du temps, d'après une méthode analytique proposée par Keller et al. [48]. Cette modélisation a été étendue pour caractériser de façon similaire le phénomène de relaxation des contraintes (voir Annexe A).

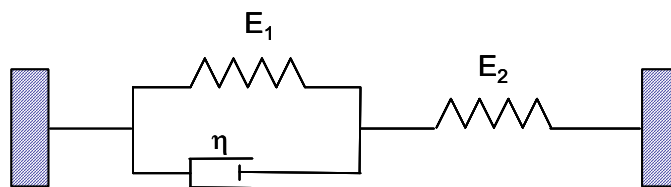


Figure 21 Modélisation rhéologique à 3 éléments

$E_1$  et  $E_2$  représentent 2 ressorts ;  $\eta$  modélise un amortisseur.

En fluage et en relaxation, l'élément élastique  $E_2$  représente la déformation instantanée apparaissant sous l'application soudaine de la charge, tandis que l'unité Kelvin gère la réponse du disque intervertébral dans le temps.

En fluage, la contrainte constante est transmise à l'élément visqueux  $\eta$  qui se déforme à une certaine vitesse ; simultanément, l'élément élastique  $E_1$  stocke l'énergie correspondante, ce qui a pour effet d'atténuer la pression subie par l'amortisseur ; celui-ci continue donc à se déformer, mais à vitesse décroissante. L'équilibre est atteint lorsque soit l'amortisseur, soit le ressort a atteint sa limite de déformation ; le fluage représente la différence entre les déformations initiales et finales.

En relaxation, sous l'effet du déplacement constant, l'élément élastique  $E_2$  restitue peu à peu à l'unité Kelvin l'énergie stockée lors de l'application de la charge ; le ressort  $E_1$ , initialement au repos en raison de la résistance de l'amortisseur, commence à se contracter tandis que  $E_2$  se détend ; la présence de l'amortisseur impose à l'échange de s'effectuer à vitesse décroissante, comme pour le fluage. L'amortisseur dissipe l'énergie qui lui est transmise et les contraintes nécessaires pour maintenir la déformation diminuent. La charge relaxée représente la différence entre les charges initiales et finales.

L'influence des fluctuations de  $(E_{1f}, E_{2f}, \eta_f)$  et  $(E_{1r}, E_{2r}, \eta_r)$  sur les réponses du disque intervertébral est représentée Figure 22, ainsi que l'accès graphique aux temps caractéristiques  $\eta_f/E_{1f}$  et  $\eta_r/E_{2r}$ .

#### 4.2.6 Hystérésis

En compression, la quantité (RE) égale au rapport entre l'énergie dissipée et l'énergie d'entrée a été calculée pour chaque DIV dans les deux cycles, d'après la méthode de Koeller et al. [50]. Le niveau de viscosité du spécimen testé peut ainsi être apprécié,

puisque (RE) varie entre 0 (solide parfaitement élastique) et 1 (liquide parfaitement visqueux).

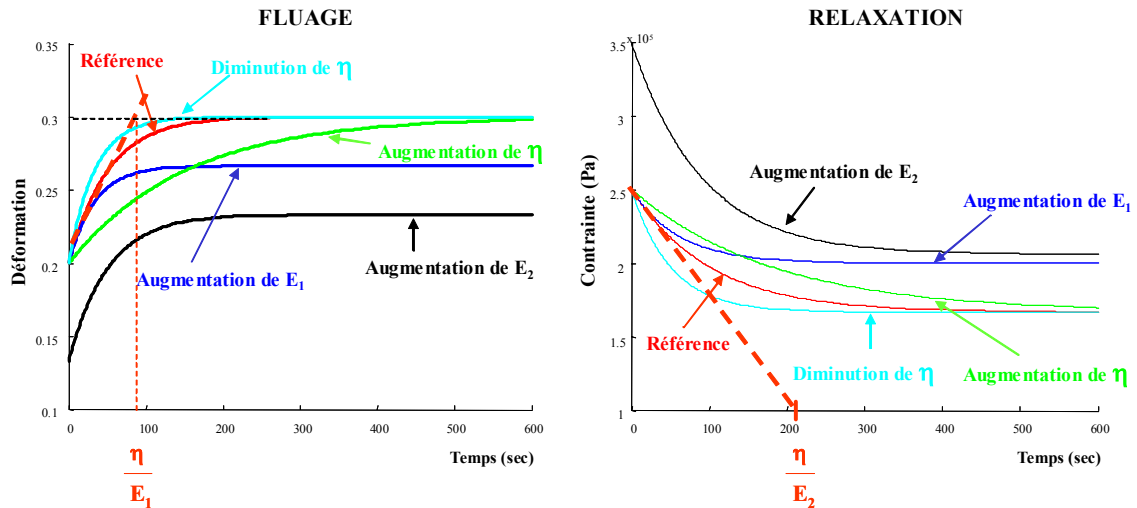


Figure 22 Influence des paramètres du modèle rhéologique sur l'allure des courbes de fluage et de relaxation

*Les tendances sont données à partir d'une courbe de référence ; les pentes initiales permettent d'accéder aux temps caractéristiques  $\eta/E_1$  et  $\eta/E_2$ .*

## 4.3 Résultats

### 4.3.1 Caractéristiques géométriques et dégénérescence

Les hauteurs moyennes valaient 7.5 mm (min 6.3, max 9.7) pour les DIVs L1-L2, et 9.90 mm (min 8.3, max 11.3) pour les L4-L5. Les surfaces moyennes valaient 1483 mm<sup>2</sup> (min 1088, max 1900) pour les L1-L2 et 1881 mm<sup>2</sup> (min 1583, max 2170) pour les L4-L5. Six disques L1-L2 étaient modérément dégénérés en discographie ou IRM (Gi1 ou C2) ; les 8 autres ainsi que les 8 L4-L5 étaient distribués de façon relativement uniforme sur les grades supérieurs (Gi2 à Gi4, C3 à C5, voir Figure 18).

### 4.3.2 DIVs porteurs d'anomalies

Six unités intervertébrales ont été identifiées comme porteuses de singularités susceptibles d'affecter leur comportement biomécanique : D<sub>1</sub> (altération Modic II conjuguée à une hernie postéro-latérale), D<sub>2</sub> et D<sub>3</sub> (scolioses dégénératives), D<sub>A</sub> (ossification ligamentaire antérieure), D<sub>B</sub> (fusion postérieure des facettes articulaires) et D<sub>C</sub> (calcification intra-discale remarquable).

### 4.3.3 Compression, fluage et relaxation

Dans cette partie, les 6 disques singuliers ont été exclus pour ne pas biaiser les moyennes présentées.

Tableau IX  
Résultats des essais de compression

	<b>d<sub>comp1</sub></b> (mm)	<b>d<sub>comp2</sub></b> (mm)	<b>Rd<sub>comp1</sub></b> (N/mm)	<b>Rd<sub>comp2</sub></b> (N/mm)	<b>E<sub>m_comp1</sub></b> (MPa)	<b>E<sub>m_comp2</sub></b> (MPa)	<b>RE<sub>1</sub></b>	<b>RE<sub>2</sub></b>
<b>L1-L2</b> n = 10	<b>1.3</b> [0.7;2]	<b>1.3</b> [0.7;2.1]	<b>353</b> [199;574]	<b>339</b> [186;614]	<b>5.6</b> [3.4;8.6]	<b>6.1</b> [4;9.1]	<b>0.18</b> [0.13;0.24]	<b>0.17</b> [0.11;0.24]
<b>L4-L5</b> n = 6	<b>1.1</b> [0.6;1.9]	<b>1.2</b> [0.7;2.2]	<b>429</b> [212;679]	<b>369</b> [186;556]	<b>5.1</b> [4.1;6.4]	<b>5.4</b> [4.3;6.3]	<b>0.19</b> [0.13;0.24]	<b>0.19</b> [0.14;0.24]

Moyennes [Min ; Max] en compressions 1 et 2 sur 16 DIVs exempts de singularités majeures ;  
d<sub>comp</sub> = déplacement maximal sous 400N ; Rd<sub>comp</sub> = raideur moyenne ; E<sub>m\_comp</sub> = module nominal ;  
RE = ratio d'hystérésis.

En compression (Tableau IX), les deux niveaux se comportaient de façon comparable. Le déplacement induit par la charge de 400 N était légèrement supérieur à 1 mm, et le ratio d'énergie dissipée en hystérésis valait environ 18%. Les compressions 1 et 2 ont produit des résultats similaires.

Le déplacement flué  $\Delta d_{\text{fluage}}$  au terme des 600 secondes (Tableau X) était du même ordre de grandeur pour les deux niveaux (environ 0.2 mm). Il représentait entre 13% (L1-L2) et 21% (L4-L5) du déplacement initial  $d_{\text{ini\_fluage}}$ .

En relaxation (Tableau XI), la contrainte initiale appliquée était légèrement plus grande pour les L1-L2 (0.28 MPa) que pour les L4-L5 (0.21 MPa), en raison de la surface supérieure de ces derniers. Le pourcentage de charge relaxée était très similaire pour les deux niveaux au cours du temps et atteignait environ le tiers de la charge initiale après 600 secondes, soit 130 N.

Les essais de fluage et de compression, réalisés à la même vitesse, ont produit des modules nominaux très comparables de l'ordre de 5 MPa en moyenne. En relaxation, la montée en charge était plus rapide, et les modules nominaux étaient plus élevés (plus de 7 MPa).

Tableau X  
Résultats des essais de fluage

	$d_{\text{ini\_fluage}}$ (mm)	$Rd_{\text{fluage}}$ (N/mm)	$E_{m\_fluage}$ (MPa)	$\Delta d_{\text{fluage}}$ (mm)	$\Delta \varepsilon_f$ (%)	$d_{\text{flué\_600s}}$ (%)
<b>L1-L2</b> n = 10	<b>1.2</b> [0.6 ; 2]	<b>360</b> [197 ; 693]	<b>5.6</b> [3.5 ; 8.5]	<b>0.2</b> [0.1 ; 0.2]	<b>2.0</b> [1.1 ; 2.9]	<b>13.1</b> [8.4 ; 17.3]
<b>L4-L5</b> n = 6	<b>1.2</b> [0.6 ; 1.9]	<b>388</b> [207 ; 666]	<b>5.1</b> [4.1 ; 6.1]	<b>0.2</b> [0.2 ; 0.3]	<b>2.4</b> [1.7 ; 3.7]	<b>21.0</b> [15.8 ; 32.4]

Moyennes [Min ; Max] des résultats des essais de fluage sur 16 DIVs exempts de singularités ;  
 $d_{\text{ini\_fluage}}$  = déplacement instantané sous 400N ;  $Rd_{\text{fluage}}$  = raideur moyenne ;  $E_{m\_fluage}$  = module nominal ;  
 $\Delta d_{\text{fluage}}$  = déplacement flué ;  $\Delta \varepsilon_f$  = déformation fluée ;  $d_{\text{flué\_600s}}$  = pourcentage de déplacement flué par rapport au au déplacement initial.

Tableau XI  
Résultats des essais de relaxation

	$d_{ini\_relax}$ (mm)	$\sigma_{ini}$ (MPa)	$Rd_{relax}$ (N/mm)	$E_{m\_relax}$ (MPa)	% Charge Relaxée		
					%R <sub>30s</sub>	%R <sub>300s</sub>	%R <sub>600s</sub>
<b>L1-L2</b> n = 10	<b>1.3</b> [0.7 ; 2.1]	<b>0.28</b> [0.23 ; 0.37]	<b>347</b> [188 ; 615]	<b>7.7</b> [4.4 ; 11.5]	<b>9.5</b> [4.0 ; 17.4]	<b>22.8</b> [16.7 ; 32.4]	<b>29.5</b> [22.0 ; 39.4]
<b>L4-L5</b> n = 6	<b>1.0</b> [0.7 ; 1.3]	<b>0.21</b> [0.18 ; 0.24]	<b>423</b> [301 ; 571]	<b>7.0</b> [5.3 ; 8.7]	<b>11.3</b> [8.2 ; 17.3]	<b>26.7</b> [22.8 ; 33.8]	<b>34.2</b> [30.6 ; 41.3]

Moyennes [Min ; Max] des résultats des essais de relaxation sur 16 DIVs exempts de singularités majeures ;  $d_{ini\_relax}$  = déplacement instantané sous 400N ;  $\sigma_{ini}$  = contrainte initiale ;  $Rd_{relax}$  = raideur moyenne ;  $E_{m\_relax}$  = module nominal ; %R<sub>30s</sub>, %R<sub>300s</sub>, %R<sub>600s</sub> = pourcentage de la charge relaxée par rapport à la charge initiale à 30s, 300s et 600s, respectivement.

#### 4.3.4 Modélisation rhéologique

Les résultats rhéologiques sont présentés pour les 22 DIVs.

Une superposition typique du modèle à la courbe expérimentale, en fluage et en relaxation, est montrée Figure 23 pour un spécimen L4-L5. Les 22 modélisations se sont toutes comportées conformément à cet exemple.

Le modèle rhéologique était très performant pour simuler le fluage sur l'intégralité de l'intervalle 0-600 secondes, l'erreur sur la différence étant inférieure à 1%. La relaxation des contraintes a pu être modélisée de façon très satisfaisante à partir d'un délai d'une vingtaine de secondes après la mise en charge, avec une erreur également inférieure à 1% sur l'intervalle 20-600 secondes. En revanche, les paramètres ( $E_{1r}$ ,  $E_{2r}$ ,  $\eta_r$ ) ne sont pas parvenus à traduire la soudaine relaxation de contraintes en deçà de ce temps, avec une erreur moyenne de 18% sur l'intervalle 0-20 secondes. Ainsi,  $E_{2r}$  a été sous-estimé tandis que  $\eta_r$  a été surestimé (voir Figure 22).

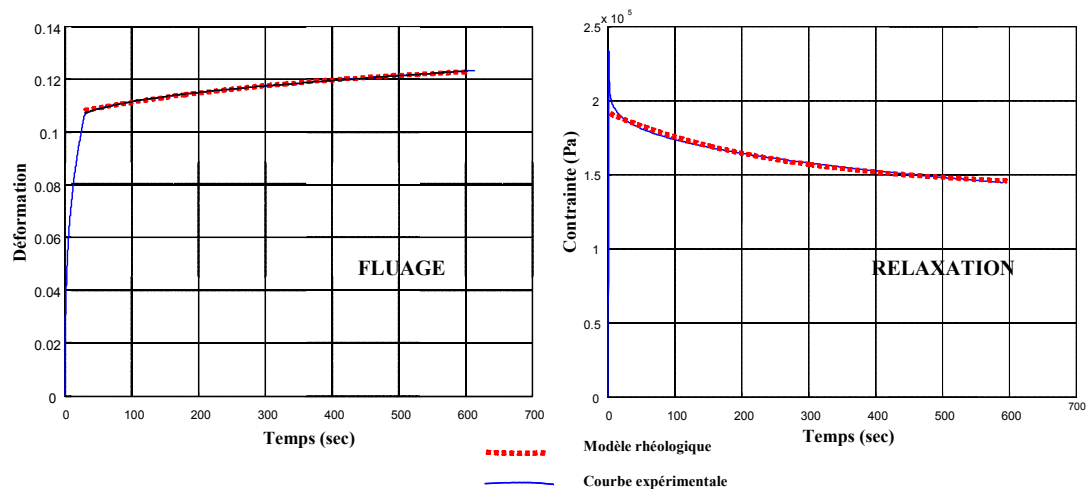


Figure 23 Superposition du modèle rhéologique aux courbes expérimentales

Les valeurs moyennes des trois paramètres modélisant le fluage et la relaxation du DIV, ainsi que les temps caractéristiques, sont rassemblés Tableau XII ; les résultats obtenus par Keller et al. [48] en fluage (4 unités L1-L2 et 2 unités L4-L5) y figurent à titre comparatif.

#### 4.3.5 Corrélations sur l'ensemble des 22 disques intervertébraux

La meilleure corrélation est intervenue entre les deux paramètres élastiques  $E_{2f}$  et  $E_{2r}$  ( $R^2 = 0.93$ ). Les valeurs  $E_1$  et  $\eta$  étaient linéairement liées en fluage ( $R^2 = 0.88$ ) et en relaxation ( $R^2 = 0.90$ ). Les couples  $(E_{1f}, E_{1r})$  et  $(\eta_f, \eta_r)$  étaient aussi corrélés, avec  $R^2 = 0.67$  et  $R^2 = 0.73$ , respectivement. Le ratio d'hystérésis  $RE_1$  ne présentait pas de lien apparent avec les paramètres rhéologiques, mais une corrélation a pu en revanche être mise en évidence avec le pourcentage de charge relaxée à 30 secondes  $\%R_{30s}$  ( $R^2 = 0.64$ ) d'une part, et la déformation fluée  $\Delta\varepsilon_f$  ( $R^2 = 0.74$ ) d'autre part. Ces deux dernières mesures étaient d'ailleurs également interdépendantes (Figure 24).

Tableau XII  
Résultat des paramètres rhéologiques

	$E_1$ (MPa)	$E_2$ (MPa)	$\eta$ (GPa.s)	$\eta/E_1$ (sec)	$\eta/E_2$ (sec)
<b>Fluage L1-L2</b> n = 14	<b>10.2</b> [3.2 ; 19.7]	<b>1.7</b> [0.9 ; 3.8]	<b>4.4</b> [1.0 ; 9.7]	<b>416</b> [303 ; 492]	
<i>Keller et al.</i> n = 4	5.9	1.6	4.9		
<b>Fluage L4-L5</b> n = 8	<b>8.2</b> [3.7 ; 14.6]	<b>2.4</b> [0.9 ; 4.7]	<b>3.9</b> [1.9 ; 5.8]	<b>487</b> [391 ; 652]	
<i>Keller et al.</i> n = 2	9.9	1.5	8.4		
<b>Relaxation L1-L2</b> n = 14	<b>4.2</b> [1.3 ; 9.9]	<b>1.6</b> [0.7 ; 3.4]	<b>1.6</b> [0.5 ; 4.1]		<b>980</b> [625 ; 1600]
<b>Relaxation L4-L5</b> n = 8	<b>4.7</b> [1.0 ; 8.0]	<b>2.0</b> [0.7 ; 3.6]	<b>1.9</b> [0.4 ; 3.3]		<b>929</b> [609 ; 1457]

Valeurs moyennes [Min ; Max] des trois paramètres  $E_1$ ,  $E_2$  et  $\eta$  pour les 14 L1-L2 et 8 L4-L5 en fluage et relaxation ; les temps caractéristiques en fluage ( $\eta_c/E_{1c}$ ) et en relaxation ( $\eta_r/E_{2r}$ ) ont été calculés ; n = nombre de disques.

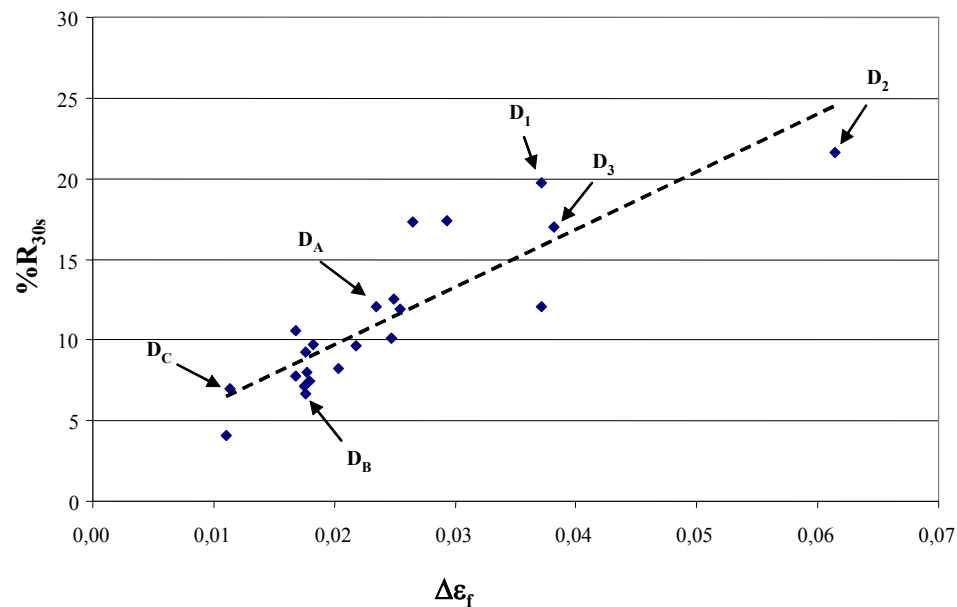


Figure 24 Pourcentage de charge relaxée (30 s) versus déplacement en fluage



Enfin, bien que le coefficient de détermination ne soit pas élevé en raison de deux points distants, une tendance linéaire a pu être mise en évidence entre  $RE_1$  et  $\eta_f$  (Figure 25).

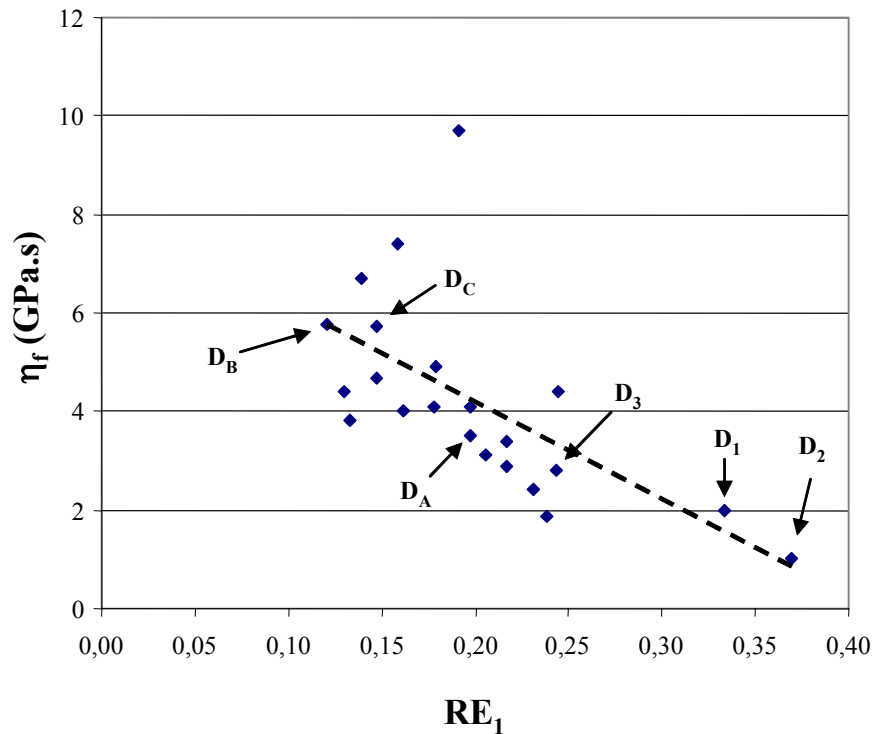


Figure 25 Ratio d'hystérésis versus amortissement en fluage

#### 4.3.6 Apport de l'imagerie

Les singularités majeures identifiées dans l'échantillon avaient peu d'impact sur les valeurs des essais quasi-statiques de l'étude (Figure 24 et Figure 25) ; parmi les influences, on peut noter que le pont osseux antérieur a limité le déplacement instantané du disque D<sub>A</sub> sous 400 N, et la calcification intra-discale de D<sub>C</sub> a diminué sa capacité de fluage. Dans le groupe des L1-L2, exception faite de D<sub>A</sub>, la quantité  $d_{\text{compl}}/H$  a augmenté avec la présence de fissures révélées par la discographie, valant 16% (E.T. 4%) pour les disques classés C2 et C3 et 28% (E.T. 6%) pour les disques

classés C4 et C5. Les raideurs, modules nominaux et éléments élastiques  $E_2$  ont suivi la tendance inversée dans le même groupe. L'homogénéité de la dégénérescence chez les DIVs L4-L5 n'a pas permis d'aboutir aux mêmes conclusions.

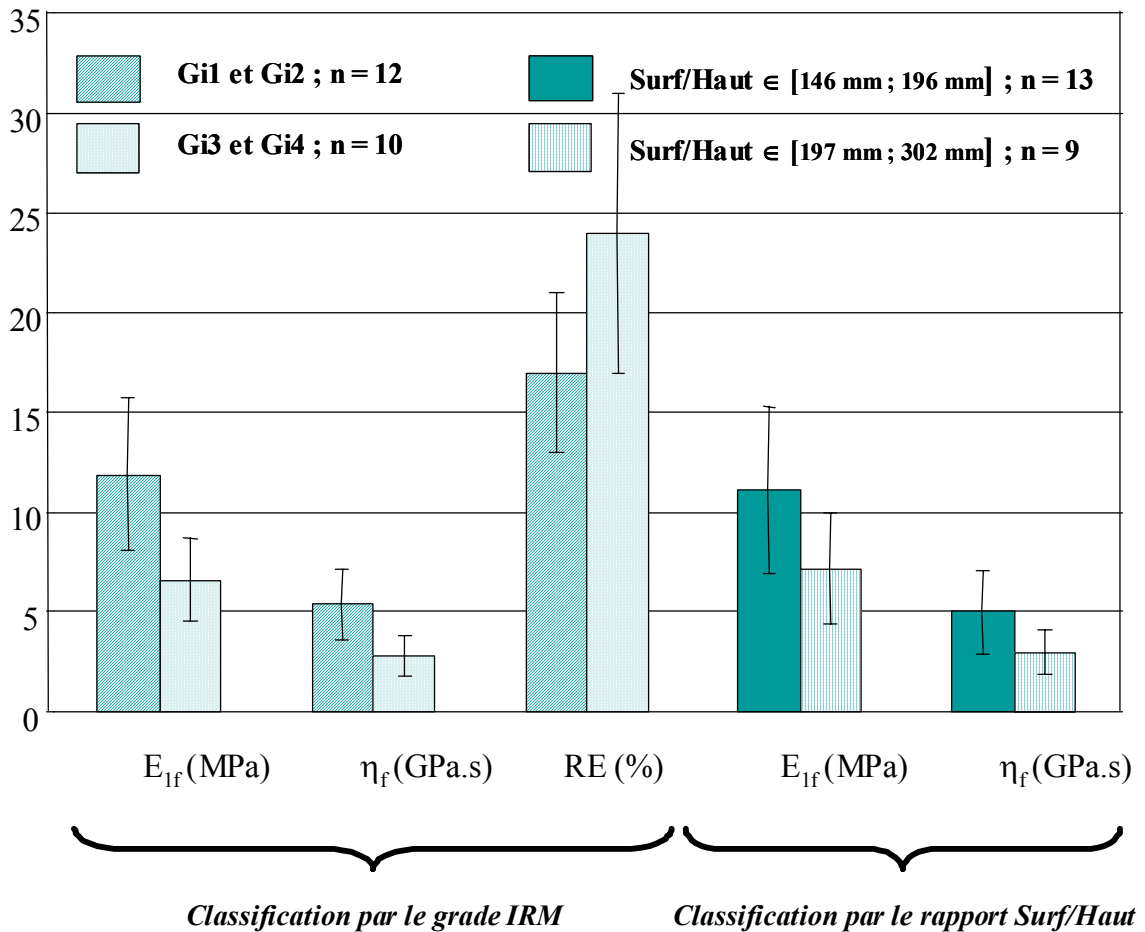


Figure 26 Influence de la dégénérescence sur certains paramètres viscoélastiques

Moyennes représentées  $\pm 1$  écart-type ; n = nombre de DIVs dans le groupe considéré.

Les paramètres rhéologiques  $E_1$  et  $\eta$  (fluage et relaxation) ont exhibé une tendance marquée à diminuer avec la gravité de la dégénérescence issue de l'IRM d'une part, et d'autre part avec l'augmentation du rapport S/H. La dégénérescence IRM a également influencé le ratio d'hystérésis RE (Figure 26). De plus, parmi les six

disques gradés Gi1, deux d'entre eux possédaient une hernie intra-spongieuse ; au sein de ce groupe discal peu dégénéré, ces deux spécimens possédaient le ratio d'hystérésis le plus élevé, à 0.20 et 0.24 (moyenne de 0.17 pour les 4 autres).

La performance de la classification de dégénérescence d'origine macroscopique, en terme de formation de groupes présentant des valeurs viscoélastiques clairement distinctes, a été plus faible que la classification établie par l'IRM. La gradation discographique était en revanche très proche de cette dernière.

#### 4.4 Discussion

D'après Mow [65], un gradient de pression apparaît lors du maintien d'une charge sur un DIV. Celui-ci entraîne un mouvement du fluide, dont une grande partie est extrudée. Cependant, une résistance lui est opposée en raison des forces de frottements agissant lors de son passage à travers la matrice solide ; une dissipation visqueuse en résulte. Les réponses sont donc dépendantes du temps, tout en demeurant réversibles [65]. Ainsi, l'amortissement du DIV découle de sa capacité à dissiper l'énergie mécanique sous forme de chaleur, un phénomène qui s'exprime directement dans les courbes d'hystérésis. La déformation élastique instantanée est quant à elle provoquée par un réarrangement immédiat du réseau de fibres de collagènes présentes dans la structure [36]. La mise en évidence de corrélations entre l'hystérésis, la déformation fluée et le pourcentage de charge relaxée, le lien existant entre l'amortissement en fluage et le ratio d'hystérésis, ainsi que l'indépendance de  $E_{2f}$  par rapport à  $E_{1f}$  et  $\eta_f$  suivent donc une logique cohérente du point de vue de la physique.

Bien que la charge appliquée (100 N), le niveau considéré (thoracique) et le temps de fluage (120 minutes) aient différé avec les travaux de Kazarian [47], la perte de hauteur du DIV (entre 0.3 et 0.5 mm) était du même ordre de grandeur que celle rapportée par la présente étude. De même, Markolf et Morris [57] ont mesuré une

charge relaxée d'environ 300 N pour une charge initiale de 1100 N maintenue pendant 10 minutes, soit une proportion proche des résultats présentés ici.

Les deux niveaux L1-L2 et L4-L5 présentaient des caractéristiques viscoélastiques très comparables, bien que le second groupe ait été globalement plus dégénéré que le premier en accord avec les mesures de Miller et al. [59]. Koeller et al. [50] n'avaient pas non plus rapporté de différences significatives entre les niveaux thoraciques et lombaires pour le ratio (RE) et la déformation du fluage.

Les modules nominaux ont augmenté avec la vitesse de chargement, comme démontré sur des études porcines et bovines [70,79]. En fluage, le taux de chargement était de 800 N/min (i.e. environ 8 kPa/s) ; il valait 50 mm/min (i.e. environ 150 kPa/sec) en relaxation. Sous une charge de 400 N (environ 0.23 MPa), Race et al. [79] ont rapporté des valeurs de 4 MPa et 6 MPa pour les modules nominaux à ces deux vitesses, contre 5 MPa et 7 MPa dans cette étude. L'accroissement s'effectuait donc dans des proportions similaires.

Si les valeurs des paramètres du modèle rhéologique en relaxation ne pouvaient être confrontées à aucune étude de la littérature, celles en fluage se comparaient favorablement avec les résultats de Keller et al. [48], malgré la conservation des arcs postérieurs pour ces derniers et une charge appliquée inférieure (253 N). Il est à noter que l'absence des arcs postérieurs altère peu la réponse des spécimens en compression [38,46,88]. Les valeurs  $E_{2f}$  et  $E_{2r}$  de notre étude étaient très proches, bien que  $E_{2r}$  ait été légèrement sous-estimé par le modèle rhéologique inapte à traduire le comportement discal dans les premières secondes de relaxation. Ce module d'Young semble donc convenablement définir le matériau et ses propriétés lors d'une déformation instantanée. En revanche, de grandes disparités existaient d'une part entre  $E_{1f}$  et  $E_{1r}$  et d'autre part entre  $\eta_f$  et  $\eta_r$ . Si le fluage et la relaxation sont le résultat d'un même phénomène physique global, le modèle à trois paramètres utilisé ici ne

renferme certainement pas suffisamment de complexité pour caractériser à lui seul le double comportement.

La présence de fissures dans le réseau collagénique agissait de façon prévisible sur la déformation initiale ; Hirsch et Nachemson [38] ont néanmoins démontré que ce phénomène était mieux révélé à 1000 N qu'à 400 N. De plus, à l'instar de Keller et al. [48] et de Li et al. [54], une diminution manifeste de  $E_1$  et de  $\eta$  a pu être constatée lors de l'augmentation du grade de dégénérescence établi d'après l'IRM. Ainsi, avec la dégénérescence, l'état d'équilibre en fluage et en relaxation était atteint plus rapidement, et la déformation fluée ou la charge relaxée était plus grande (Figure 22). La dégénérescence s'est également traduite par un ratio d'hystérésis plus important. Le signal IRM renseigne sur l'état d'hydratation du disque [64,89] ; ainsi, les disques plus déshydratés (type Gi3 et Gi4) avaient des capacités d'amortissement inférieures à ceux qui exhibaient une présence de fluide plus importante (type Gi1 et Gi2).

Les singularités majeures, d'ordre macroscopique, n'avaient pas d'incidence sur le comportement quasi-statique du disque ; le fait qu'elles soient sans conséquence apparente sur les phénomènes de dissipation interne tendrait à prouver que ceux-ci ne sont pas régis par un environnement structurel extra-discal ; cette observation est corroborée par une aptitude modérée de la classification d'origine macroscopique à rendre compte d'une augmentation ou diminution des paramètres, bien que celle-ci ait été utilisée par Keller et al. et Li et al. Koeller et al. n'avaient d'ailleurs trouvé aucune influence de la dégénérescence d'origine macroscopique sur les résultats des expériences de fluage.

#### **4.5 Résumé et conclusion**

Des essais de compression, fluage et relaxation ont été réalisés sur 22 disques lombaires issus de niveaux L1-L2 et L4-L5, qui ont eu un comportement très proche. Des corrélations ont été mises en évidence entre les trois sollicitations, confirmant la

similarité des principes physiques inhérents au comportement viscoélastique. Les résultats quasi-statiques ont été approximés par un modèle rhéologique à trois paramètres ( $E_1, \eta, E_2$ ). Le modèle rhéologique était plus performant en fluage qu'en relaxation, cet essai nécessitant vraisemblablement l'exploitation d'un modèle plus complexe. La dégénérescence, établie de façon plus performante par l'IRM, s'est traduite par un état d'équilibre atteint plus rapidement, et par des contraintes relaxées et déformations fluées plus grandes. Les singularités extra-discales, telle la scoliose, n'avaient pas de conséquences apparentes sur les caractéristiques viscoélastiques des DIVs. L'exploitation simultanée des deux courbes de fluage et de relaxation serait judicieuse pour définir des paramètres communs aux deux phénomènes.

## CHAPITRE 5

### RELATIONS ENTRE IMAGERIE ET PROPRIETES BIOMECHANQUES : SYNTHESE

Cette partie du travail se propose de réaliser une synthèse des liens trouvés entre mécanique et imagerie, en incluant tous les tests réalisés : mobilité, viscoélasticité et dynamique. Pour assurer une meilleure compréhension, les matériels et méthodes globaux sont repris. Cette synthèse permet d'apprécier les multiples réponses du disque en fonction de ses caractéristiques, tout en observant les liens biomécaniques extra-classes (i.e. entre dynamique et viscoélasticité ou entre mobilité et compression par exemple), s'ils existent.

Ce chapitre a donné lieu à la rédaction de l'article « Relationships between Imaging and Mechanical Properties of Lumbar Intervertebral Disc » présenté en Annexe K et soumis à la revue *European Spine Journal*.

#### 5.1 Introduction

La lombalgie est souvent issue de troubles d'origine mécanique, tels l'arthrose ou la dégénérescence discale. Les disques intervertébraux (DIVs), structures complexes composées d'éléments distincts (annulus fibrosus, nucleus pulposus, plateaux cartilagineux), s'intègrent dans le rachis pour former des unités fonctionnelles (ensembles de deux vertèbres et un disque). Disposées le long des courbures rachidiennes, celles-ci confèrent à la fois mobilité et stabilité à la colonne vertébrale. Bien que capables de supporter de grandes amplitudes de charges dans diverses directions, les DIVs constituent les tissus les plus précocement endommagés du système musculo-squelettique [13], surtout en région lomboire. Une meilleure compréhension des mécanismes impliqués dans la dégénérescence ainsi que leurs

conséquences sur les performances mécaniques du DIV sont donc d'une grande importance du point de vue clinique.

De nombreuses études biomécaniques concernant les DIVs lombaires ont été réalisées *in vitro*, basées sur différentes catégories de sollicitations ; parmi celles-ci, on répertorie des tests quasi-statiques ou dynamiques, ainsi que des tests de compression, d'inflexion ou de torsion. Les expériences de compression pure ont mis en évidence le comportement non-linéaire des DIVs et ont permis des mesures de rigidités axiales ou d'hysteresis [37,68,94]. Les tests de mobilité ont quantifié les amplitudes de mouvements, les zones neutres et les couplages observés lors d'une flexion ou d'une torsion [28,35,61,71,74,83,87,88,97]. Les essais quasi-statiques (fluage, relaxation de contraintes) ont permis de mieux comprendre la viscoélasticité du DIV [10,47,50], parfois en utilisant une modélisation rhéologique [14,39,48,54]. Plus récemment, l'expérimentation de type dynamique a eu pour objet de caractériser les propriétés d'amortissement de la structure discale soumise à des vibrations [8,25,44,46,85]. Néanmoins, aucune étude n'a jamais rapporté l'intégralité de ces tests sur un seul et même groupe de DIVs, de sorte que les relations existant entre les diverses réponses discales ne sont pas clarifiées. De plus, si l'influence de la dégénérescence discale sur les propriétés mécaniques a souvent été discutée, rares ont été les facteurs additionnels (morphométrie, attributs pathologiques) adjoints aux analyses ; ceux-ci restent pourtant facilement identifiables par le biais de l'imagerie médicale, lorsque celle-ci est disponible.

Les principaux outils d'imagerie utilisés dans l'exploration rachidienne incluent les coupes (CT scans, IRM) et les images de projection (radiographie, discographie). Réalisées de façon routinière pour le diagnostic clinique, ces images renseignent sur la macrostructure du DIV, comme la localisation du nucleus pulposus, l'intégrité ligamentaire, l'orientation des facettes articulaires ou les fissures annulaires. Elles permettent également de détecter les éventuelles anomalies pathologiques comme les



fractures, ostéophytes, spondylolisthésis ou calcifications. Ces images peuvent aussi être utilisées pour évaluer l'état de dégénérescence des disques en fonction d'échelles prédéfinies. Finalement, les images rachidiennes peuvent livrer des détails morphométriques, particulièrement la hauteur discale mais aussi la surface lorsqu'une reconstruction tridimensionnelle est possible [62,77]. Dans la mesure où une propriété mécanique dépend à la fois du matériau et de sa géométrie, l'étendue des données réunies par l'imagerie doit pouvoir définir au moins partiellement cette propriété.

A l'aide d'un protocole *in vitro*, cette étude a pour objectif d'analyser comment certains attributs (état de dégénérescence, pathologies, géométrie) provenant de différentes modalités (radiographie, discographie, IRM, coupe macroscopique) peuvent enrichir la compréhension du comportement mécanique du DIV soumis à diverses sollicitations (fluage et relaxation de contraintes compressifs, inflexion et torsion, compressions statiques et dynamiques).

## **5.2 Matériels et Méthodes**

Quatorze segments thoraco-lombaires frais (6 T10-L2 et 8 T12-L5) ont été prélevés sur des cadavres humains (6 femmes et 8 hommes, moyenne d'âge 67 ans, de 55 à 93 ans) 10 jours après le décès. Chaque segment incluant tissus mous et éléments postérieurs a été radiographié puis imagé en IRM. Les spécimens ont alors été préparés pour l'expérimentation biomécanique, et 22 unités fonctionnelles (14 L1-L2 et 8 L4-L5) ont subi les tests suivants : flexion/extension, inflexion latérale, torsion, compression statique, fluage, relaxation de contraintes, compression dynamique. Finalement, chaque DIV a été discographié. Cette partie du protocole a été mise en œuvre dans un délai de 72 heures après le prélèvement et les spécimens ont été gardés frais, sans congélation. Ils ont été régulièrement humidifiés et conservés à +5°C entre les manipulations. Après les discographies, les DIVs ont été congelés à -20°C et

décongelés une semaine plus tard durant 8 à 10 heures à +5°C, pour être disséqués. Les étapes de ce protocole, schématisé Figure 27, sont détaillées ci-après.

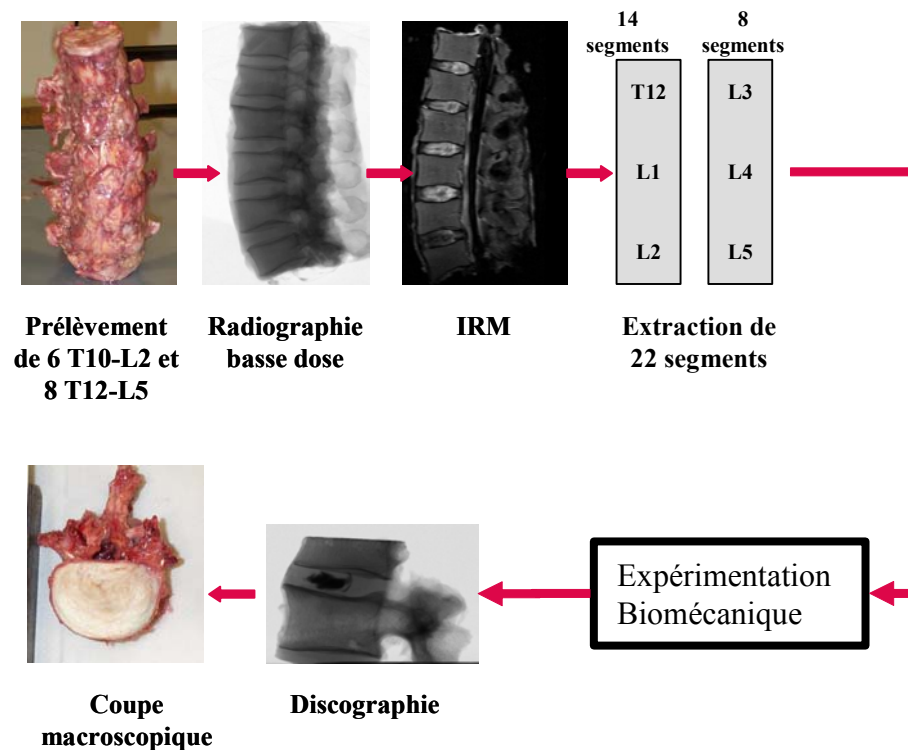


Figure 27 Protocole expérimental global

### 5.2.1 Imagerie et analyse morphométrique

Des radiographies frontales et sagittales ont été prises à 70 kVp (prototype ProtEOS, Biospace) pour les 14 spécimens thoraco-lombaires. Deux séquences d'IRM sagittales (SE T1 et TSE T2) ont été réalisées sur une machine à aimant 1.5 Tesla (Philips Intera) ; l'épaisseur de coupe était de 2 mm. Pour les discographies, chaque DIV a été injecté avec 1.5 à 2 cm<sup>3</sup> de produit de contraste (Iopamicron) avec une aiguille fine (type Chiba) par approche antérieure, puis radiographié en position sagittale. Finalement, les disques ont été disséqués dans leur plan transverse avec un

scalpel, pour subir une inspection macroscopique et être photographiés. Les diamètres frontaux ( $I_f$ ) et sagittaux ( $I_s$ ) ont été mesurés avec un pied à coulisses. La surface ( $S$ ) a été estimée en traçant le contour discal sur une feuille de papier calque, lequel a ensuite été numérisé à 300 dpi ; la surface a été alors obtenue par comptage des pixels. La hauteur discale ( $H$ ) a été calculée à partir de mesures directes effectuées sur les coupes centrales d'IRM, en considérant la moyenne entre les hauteurs antérieures et postérieures [26].

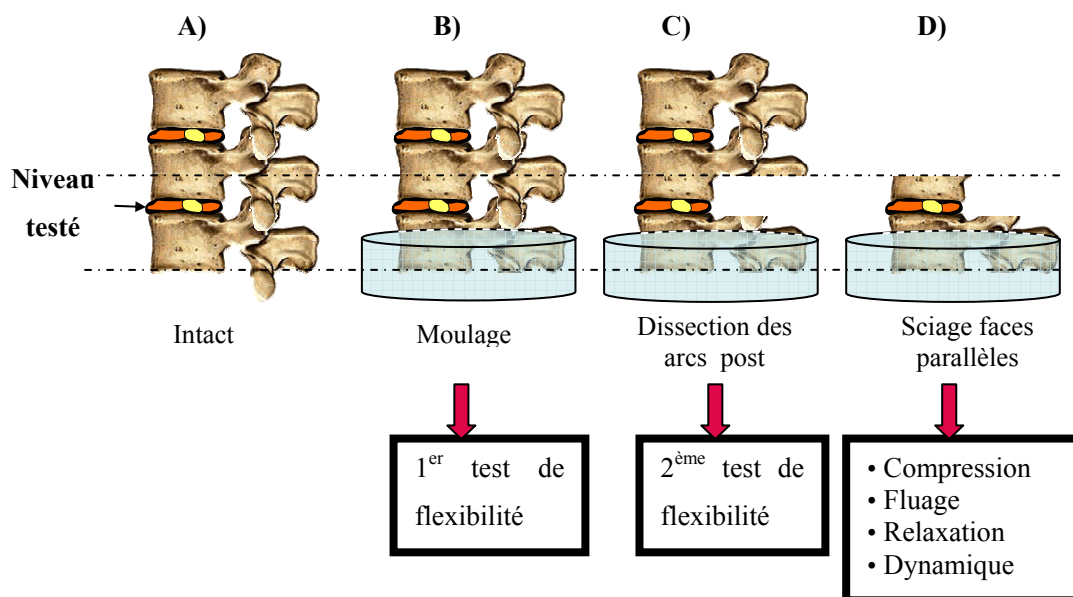


Figure 28 Préparation des spécimens pour l'expérimentation biomécanique globale

### 5.2.2 Tests de mobilité

En sciant les spécimens thoraco-lombaires, 14 segments composés de 3 vertèbres et 2 DIVs (14 T12-L1-L2 et 8 L3-L4-L5) ont été obtenus (Figure 28A). Pour chacune de ces 22 unités, la moitié du corps vertébral inférieur (L2 ou L5) a été rigidement

moulée dans une résine polyuréthane (Figure 28B), et fixée dans une machine spécifique 2TM de test rachidien [52].

Des moments compris entre  $-10$  N.m et  $+10$  N.m ont été appliqués par incréments de  $1$  N.m en flexion/extension, inflexion latérale droite et gauche, torsion droite et gauche. Les six composantes (3 rotations et 3 translations) du mouvement du corps vertébral central (L1 ou L4) ont été mesurées. Les arcs postérieurs ont alors été disséqués (Figure 28C) et les mêmes tests ont été répétés. Ainsi, un total de 44 expériences menant à des courbes effort/déplacement a été réalisé à température ambiante.

### **5.2.3 Compression, fluage et relaxation de contraintes**

La vertèbre centrale de chaque segment thoraco-lombaire a été sciée de façon à laisser des faces parallèles pour l'application de charges compressives (Figure 28D). Les unités fonctionnelles résultantes étaient donc composées de deux vertèbres et de leur DIV associé. Des tests de compression, fluage et relaxation de contraintes ont été réalisés dans une machine de chargement statique (Instron 5500), chaque spécimen étant immergé dans une solution saline à  $37^{\circ}\text{C}$ . Après un pré-conditionnement comprenant 5 cycles de compression, une première compression (chargement/déchargement) a été réalisée jusqu'à  $400$  N avec un retour à  $0$  N, à la vitesse de  $800$  N/min. Elle a été suivie d'une expérience de fluage dans laquelle une charge de  $400$  N (vitesse de montée de  $800$  N/min) a été maintenue pendant 10 minutes. Une seconde compression de contrôle a alors été effectuée, identique à la première. Enfin un déplacement constant, correspondant à une charge de  $400$  N et atteint à la vitesse de  $50$  mm/min, a été maintenu pendant 10 minutes pour l'expérience de relaxation des contraintes. La rigidité moyenne en compression ( $Rd_{\text{comp}}$ ) a été calculée comme le ratio entre la charge de  $400$  N et le déplacement induit. Contraintes et déformations ont été évaluées en divisant respectivement les charges par les surfaces et les déplacements par les hauteurs discales. Le module de

compression ( $E_{m\_comp}$ ) a été obtenu comme la pente finale de la courbe contraintes/déformations en compression. Le ratio d'hystérésis (RE) a finalement été calculé comme le rapport entre l'énergie dissipée et l'énergie d'entrée, ainsi que suggéré par Koeller et al. [50].

#### **5.2.4 Expérimentation dynamique**

Chaque unité fonctionnelle a été fixée dans une machine hydraulique dynamique (Instron 8500) tout en restant immergée dans une solution saline à 37°C. Une masse libre de 400 N a été appliquée sur la face supérieure du spécimen par l'intermédiaire d'un bras de levier [44]. Des déplacements sinusoïdaux ont été générés ; les fréquences ont été balayées de 5 Hz à 30 Hz par incréments de 5 Hz, chaque plage durant 5 secondes. Pour chaque fréquence, le déplacement a été imposé de telle sorte qu'une accélération de  $0.5 \text{ m.s}^{-2}$  soit maintenue. Ainsi, les amplitudes axiales variaient entre 0.5 mm à 5 Hz et 0.01 mm à 35 Hz. Deux accéléromètres ont permis d'accéder à la transmissibilité (T), égale au ratio entre les accélérations de sortie et d'entrée.

#### **5.2.5 Grade de dégénérescence et anomalies**

Les DIVs ont été classés par un observateur unique suivant leur degré de dégénérescence, en utilisant les modalités disponibles : IRM séquence T2 d'après l'échelle de Gibson [30], discographie d'après Coventry [19], inspection macroscopique d'après Nachemson [66] (Tableau IV). Les anomalies de type ostéophytes ou hernies ont été recherchées.

### 5.2.6 Modélisation rhéologique

Fluage, relaxation et tests dynamiques ont été analysés en utilisant deux modèles rhéologiques distincts.

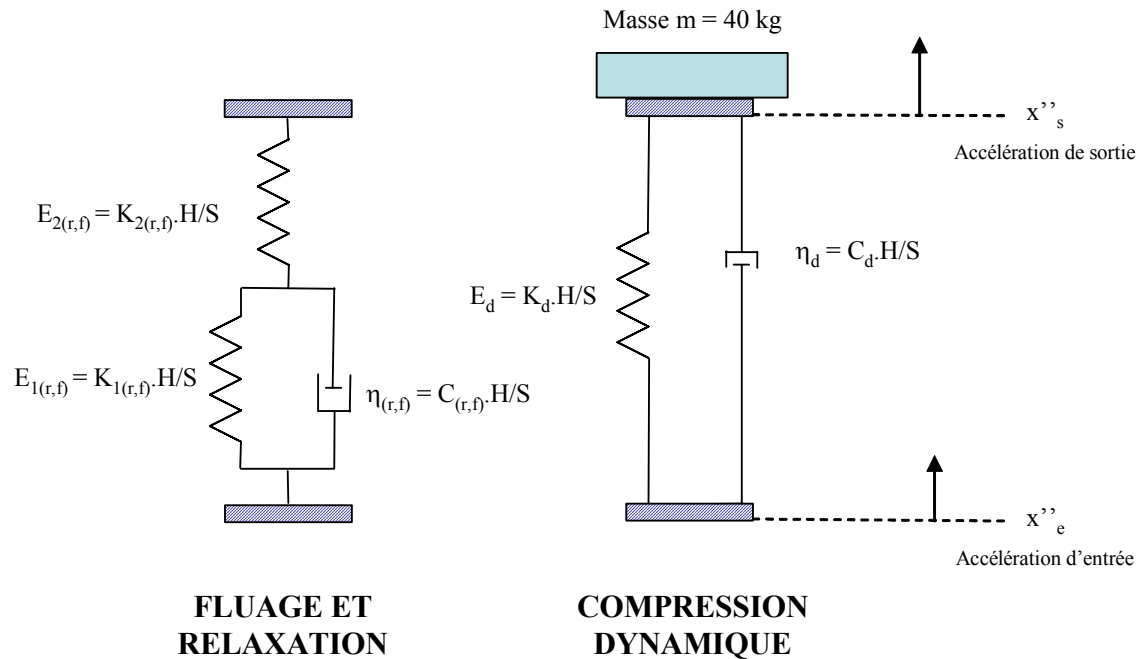


Figure 29 Modèles rhéologiques en fluage, relaxation et compression dynamique

Modélisation rhéologique de DIVs utilisant trois éléments ( $E_{1f}$ ,  $E_{2f}$ ,  $\eta_f$ ) pour le fluage, trois éléments ( $E_{1r}$ ,  $E_{2r}$ ,  $\eta_r$ ) pour la relaxation des contraintes, et deux éléments ( $E_d$ ,  $\eta_d$ ) pour la caractérisation dynamique ;  $K_{1f}$ ,  $K_{1r}$ ,  $K_{2f}$ ,  $K_{2r}$ , et  $K_d$  sont les rigidités des ressorts associés ;  $C_f$ ,  $C_r$  et  $C_d$  sont les amortissements ;  $H$  et  $S$  sont la hauteur et la surface discales, respectivement.

Les modèles à trois paramètres pour le fluage et la relaxation et à deux paramètres pour la caractérisation dynamique sont présentés Figure 29. Pour le fluage, les paramètres ont été obtenus grâce à la méthode proposée par Keller et al. [48]. Une extension de cette méthode a permis d'accéder aux paramètres rhéologiques du modèle de relaxation (Annexe A). Le détail des calculs pour les paramètres dynamiques est donné en Annexe B.

## **5.3 Résultats**

### **5.3.1 Etats de dégénérescence**

Aucun DIV n'était normal (C1, Gi0 ou M1). Parmi les 8 unités L4-L5, aucun n'était moyennement dégénéré en discographie (C2) ou en IRM (Gi2) ; 1 était C3, les 7 autres étant gradés C4 ou C5. Ce groupe était donc plutôt homogène dans la gravité de la dégénérescence. Les grades étaient mieux distribués dans les 14 DIVs L1-L2, puisque 6 d'entre eux étaient C2, 4 étaient C3, 3 étaient C4 et 1 était C5. Les classements IRM et discographiques étaient en bon accord.

### **5.3.2 Description des singularités**

Six DIVs ont été identifiés comme porteurs de singularités sévères : D<sub>1</sub> (altération Modic II combinée à une hernie postéro-latérale, L1-L2) ; D<sub>2</sub> et D<sub>3</sub> (scolioses dégénératives, L1-L2) ; D<sub>A</sub> (ossification ligamentaire antérieure, L1-L2), D<sub>B</sub> (fusion postérieure des facettes articulaires, L4-L5) et D<sub>C</sub> (calcification intra-discale remarquable, L4-L5).

### **5.3.3 Morphométrie**

Les surfaces discales tracées en fonction des hauteurs ont montré une tendance linéaire (Figure 30). Le disque D<sub>A</sub> possédait le plus grand diamètre sagittal du groupe des L1-L2.

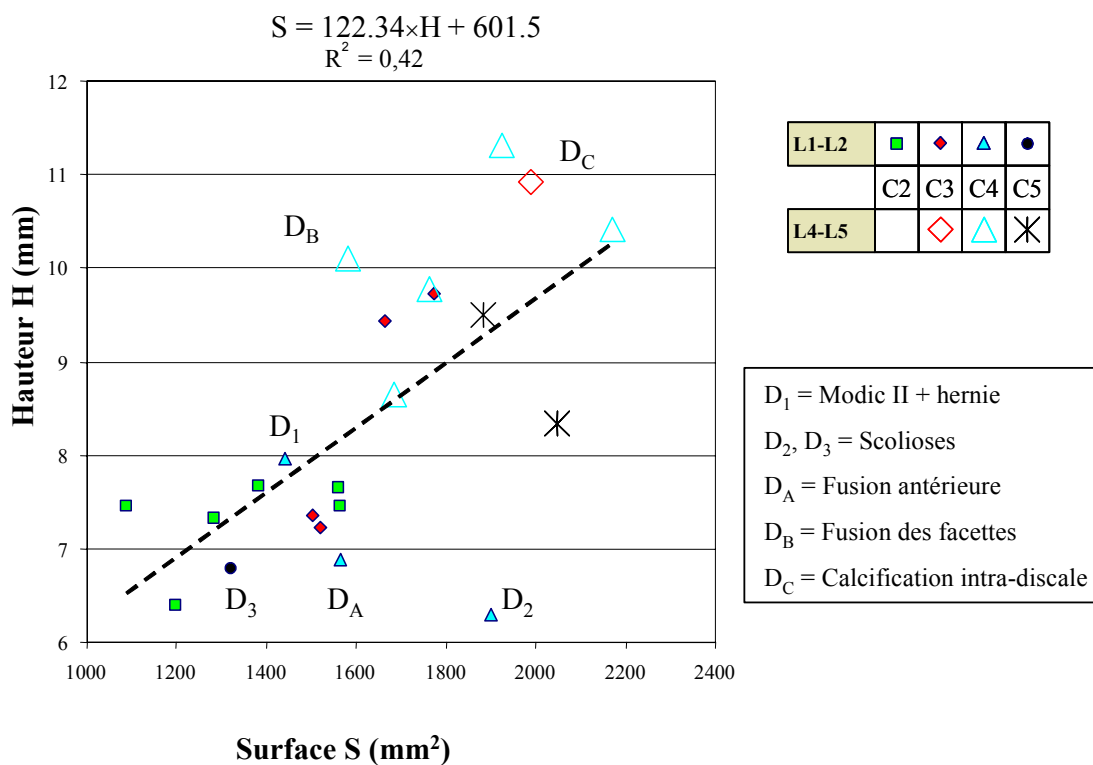


Figure 30 Corrélation entre surfaces et hauteurs

Concerne les 14 L1-L2 et 8 L4-L5 ; la classification d'origine discographique correspondante (grades C2 à C5) est également présentée.

### 5.3.4 Paramètres mécaniques

Le Tableau XIII résume les résultats principaux obtenus après les tests de mobilité, de compression, de fluage, de relaxation et de dynamique. Les 6 disques contenant les singularités les plus sévères ont été exclus afin de ne pas biaiser les valeurs numériques.



### 5.3.5 Influence de la dégénérescence et des singularités

Les amplitudes de mobilité en flexion, extension, inflexion latérale et torsion en absence d'éléments postérieurs étaient linéairement corrélées à la quantité  $(I_s \times I_f)/H$  dans le groupe L1-L2 composé de disques uniquement classés C2.

Tableau XIII

Résultats principaux des tests de mobilité, fluage, relaxation et compression

MOBILITE AVEC ELEMENTS POSTERIEURS				MOBILITE SANS ELEMENTS POSTERIEURS			
Flexion (deg)	Extension (deg)	Inflexion Lat. (deg)	Torsion (deg)	Flexion (deg)	Extension (deg)	Inflexion Lat. (deg)	Torsion (deg)
6 (2.5)	4.2 (0.8)	4.8 (1.5)	2.0 (1.1)	7.1 (3.2)	6.4 (1.8)	5.1 (1.7)	3.8 (1.9)

FLUAGE		RELAXATION DES CONTRAINTES			COMPRESSION		
$\Delta d_f$ (mm)	$\Delta \varepsilon_f$ (%)	%Rel <sub>30s</sub>	%Rel <sub>300s</sub>	%Rel <sub>600s</sub>	RE	Rd <sub>comp</sub> (N/mm)	E <sub>m,comp</sub> (MPa)
0.2 (0.1)	2.2 (0.6)	10.2 (3.5)	24.3 (4.8)	31.2 (5.3)	0.19 (0.04)	382 (144)	5.4 (1.2)

FLUAGE			RELAXATION DES CONTRAINTES			DYNAMIQUE	
E <sub>1f</sub> (MPa)	E <sub>2f</sub> (MPa)	$\eta_f$ (GPa.s)	E <sub>1r</sub> (MPa)	E <sub>2r</sub> (MPa)	$\eta_r$ (GPa.s)	E <sub>d</sub> (MPa)	C <sub>0d</sub> (N/mm)
10.1 (4.1)	2.0 (0.8)	4.5 (2.0)	4.5 (2.1)	1.8 (0.7)	1.8 (0.9)	1.0 (0.1)	20.1 (7.2)

Valeurs moyennes (E.T.) des paramètres pour 16 DIVs (les 6 singularités ont été exclues) ;

$\Delta d_f$  and  $\Delta \varepsilon_f$  = déplacement et déformation en fluage après 600 secondes ;

%Rel<sub>30s</sub>, %Rel<sub>300s</sub>, %Rel<sub>600s</sub> = pourcentage de charge relaxée après 30, 300 et 600 secondes, respectivement ; Rd<sub>comp</sub> = rigidité moyenne en compression ; E<sub>m,comp</sub> = modulus de compression ; pour l'inflexion latérale et la torsion, les amplitudes ont été moyennées entre la droite et la gauche.

La Figure 31 présente ces résultats étendus à tous les disques de niveau L1-L2. D<sub>1</sub>, D<sub>2</sub> et D<sub>3</sub> étaient systématiquement placés très en dehors de la tendance linéaire ; D<sub>A</sub> appartenait aux droites, mais formait la frontière de l'ensemble. Les disques classés C3 étaient plus proches du comportement des disques C2 en inflexion latérale (Figure 31C) qu'en flexion ou en torsion (Figure 31A et Figure 31B). La comparaison des

amplitudes en flexion avant et après arthrectomie (Figure 31D) a montré une forte dépendance linéaire en dépit des différents états de dégénérescence, sauf pour les trois mêmes disques D<sub>1</sub>, D<sub>2</sub> et D<sub>3</sub>.

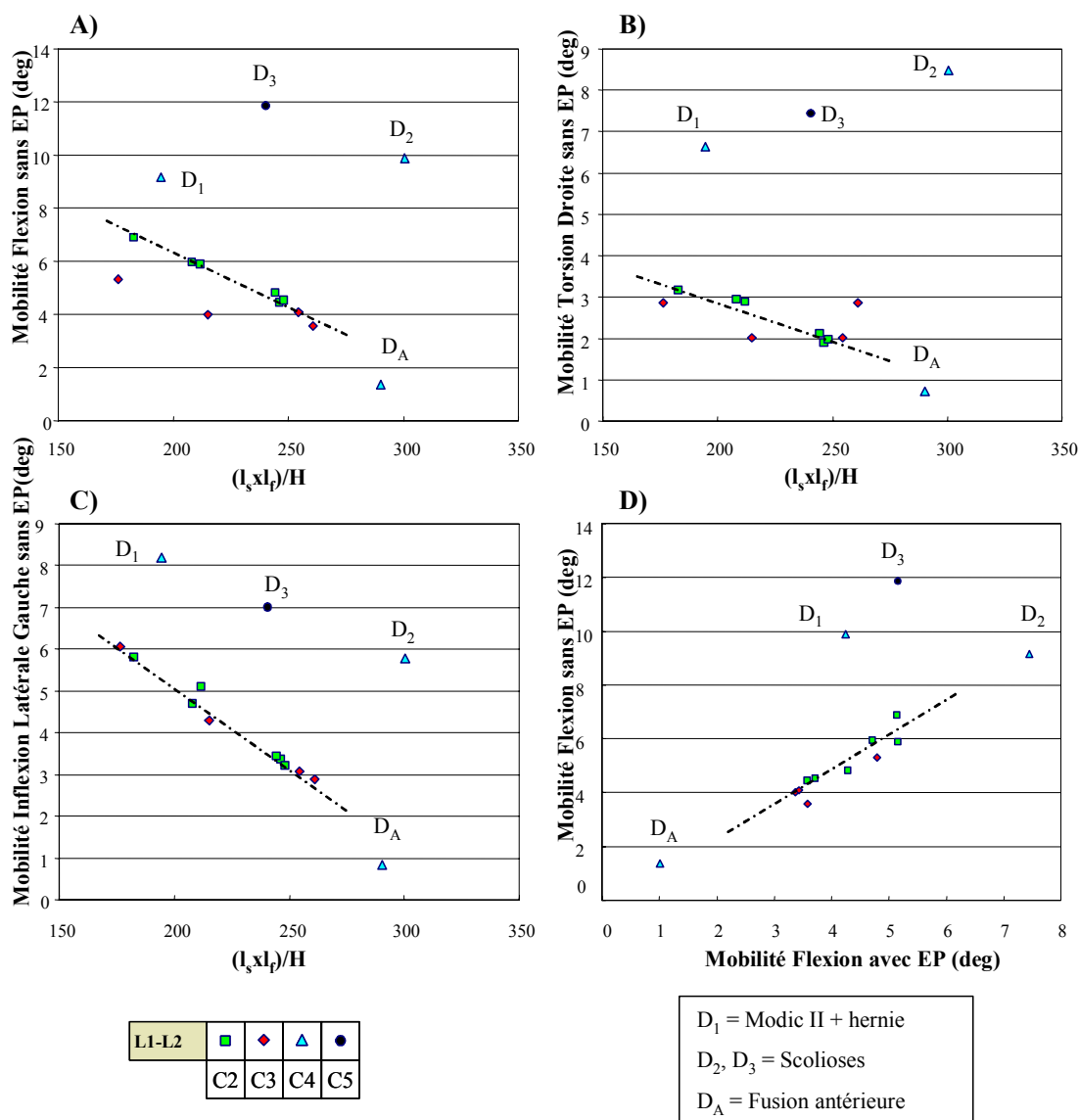


Figure 31 Amplitudes de mobilité des L1-L2 : corrélations et singularités

Amplitudes de mobilité en absence d'éléments postérieurs en fonction de  $(l_s \times l_f)/H$  pour les 14 DIVs de niveau L1-L2 en A) flexion, B) torsion droite et C) inflexion latérale gauche ; D) amplitudes en flexion avec arcs postérieurs versus sans arcs postérieurs ; H = hauteur discale ;  $l_s$ ,  $l_f$  = diamètres sagittaux et frontaux ; D<sub>1</sub>, D<sub>2</sub> et D<sub>3</sub> sont toujours très en dehors du groupe principal.

La Figure 32 montre deux types de corrélations comprenant les 22 spécimens où les disques singuliers ne présentaient pas de valeurs aberrantes : l'amplitude en torsion versus la translation transverse induite (Figure 32A), et le déplacement en fluage versus le pourcentage de charge relaxée (Figure 32B). En fluage et en relaxation,  $D_A$  ne se comportait pas comme un disque frontière, à l'inverse de la mobilité.  $D_C$ , avec sa calcification remarquable, avait l'amplitude en torsion la plus faible (flexion/extension et inflexion latérale étaient normales) et le plus petit déplacement en fluage du groupe L4-L5.  $D_B$  n'a pas montré de singularité particulière. Les DIVs les plus sévèrement dégénérés exhibaient de plus fortes amplitudes de mobilité après arthrectomie ainsi que des fluages plus grands.

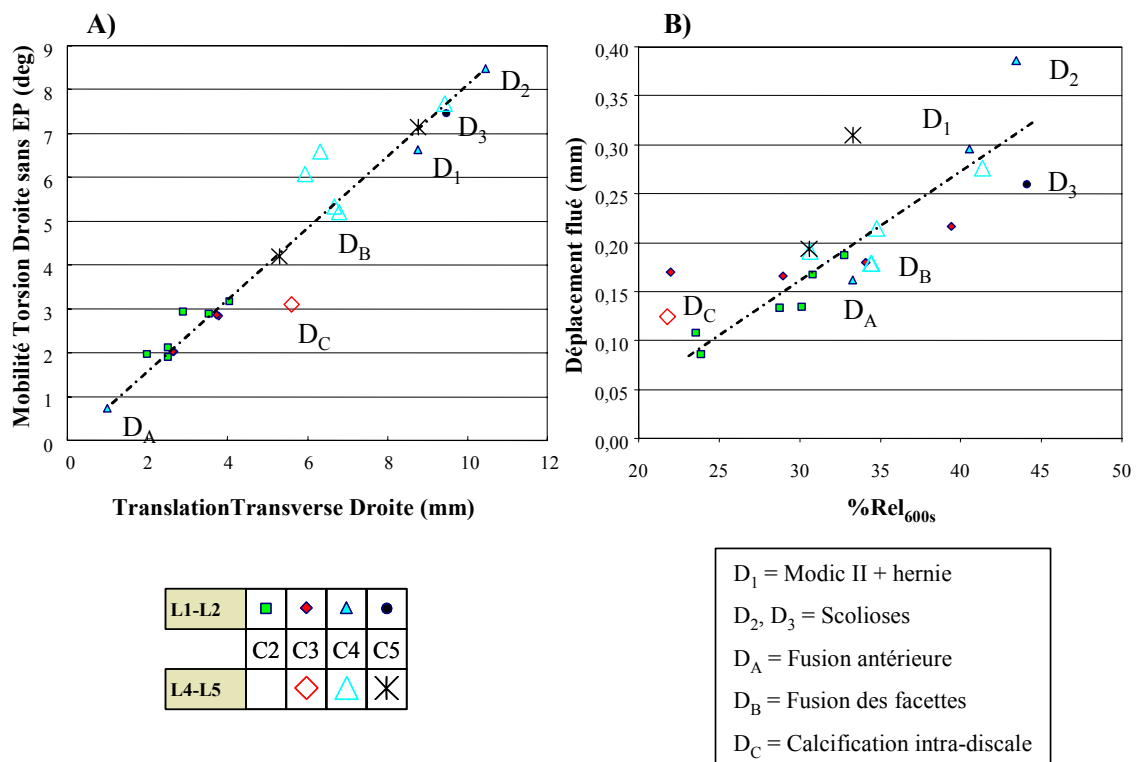


Figure 32 Corrélations avec absence d'influence des singularités

Corrélations incluant les 22 disques lombaires entre A) l'amplitude en torsion sans éléments postérieurs et la translation transverse induite, et B) le déplacement en fluage et le pourcentage de charge relaxée après 600 secondes ; aucun DIV n'était aberrant.

Les paramètres dynamiques  $K_d$  et  $C_{0d}$  présentaient une corrélation linéaire ( $R^2 = 0.45$ ) ; ils n'étaient pas influencés par l'état de dégénérescence ou les singularités. Le module dynamique  $E_d$  et le module de compression statique  $E_{m\_comp}$  étaient associés ;  $E_d$  était environ 5 fois inférieur à  $E_{m\_comp}$ , et aucune différence évidente n'a pu être remarquée entre les DIVs moyennement et sérieusement dégénérés.

#### 5.4 Discussion

Des caractéristiques issues de l'imagerie et de coupes macroscopiques ont été collectées afin d'évaluer quel type d'indications elles pouvaient fournir sur le comportement mécanique de disques lombaires. Ces attributs se composaient principalement de classifications d'états de dégénérescence, d'éventuelles anomalies pathologiques et de mesures morphométriques. Les valeurs géométriques étaient doublement exploitées : à des fins de calcul (modules, amortissements, etc.) et de corrélations à des paramètres mécaniques ; leur mesure a donc été assurée avec le maximum de précision. En particulier, l'utilisation des coupes IRM centrales pour l'évaluation de la hauteur discale a permis d'éliminer les problèmes dus à la distorsion et aux facteurs d'agrandissement rencontrés lors du traitement d'une radiographie conventionnelle [27]. La corrélation ( $R^2 = 0.42$ ) trouvée dans cette étude entre surfaces et hauteurs était d'ailleurs similaire à celle rapportée plus tôt [48] ( $R^2 = 0.34$ ). Quant au grade de dégénérescence, il a été évalué par trois moyens différents. Les résultats présentés ici faisaient principalement référence à la classification d'origine discographique, mais les grades IRM auraient aussi pu être choisis. En effet, comme confirmé par d'autres auteurs [30,35], une bonne concordance existait entre les deux échelles.

Les images ont pu révéler des attributs en lien avec les réponses mécaniques des DIVs, mais leur action différait suivant le type de sollicitation considéré.

Durant les tests de mobilité, tous les attributs issus de l'image ont eu un effet sur les amplitudes de mouvement ; l'influence de la dégénérescence sur ces amplitudes a déjà été étudiée [28,35,61,87], mais les facteurs de mobilité comme les pathologies et la morphométrie avaient très rarement été identifiés *in vitro*. Pour analyser les expériences, et considérant le petit nombre de spécimens dans l'échantillon, le groupe le plus homogène possible a été examiné pour garantir l'existence d'une corrélation géométrique. C'est la raison pour laquelle les relations entre amplitudes de mouvement et données morphométriques ont été d'abord évaluées sur les disques les moins dégénérés (C2) et appartenant tous au même niveau lombaire. De plus, ces corrélations ont été recherchées dans la configuration isolée, i.e. sans éléments postérieurs, pour ne considérer spécifiquement que la contribution discale. Les liens entre amplitudes de mouvement en flexion ou inflexion latérale et la quantité  $(l_s \times l_f)/H$  étaient en accord avec les travaux de Natarajan et al. [69] en éléments finis ; ils étaient également applicables à la torsion dans ce cas précis. Lorsque la relation était étendue aux disques plus dégénérés (C3), une augmentation de dispersion dans la corrélation en flexion et torsion pouvait être notée (Figure 31A et Figure 31B), tandis que l'inflexion latérale semblait plus stable à cet égard. Les 4 unités singulières L1-L2 se sont comportées de façon très différente des disques classés C2 ou C3. Le disque  $D_A$  avait une très faible mobilité, mais suivait la relation linéaire entre géométrie et amplitude de mouvement en raison d'un grand diamètre sagittal induit par son ossification antérieure. Le disque  $D_1$  et les deux disques scoliotiques  $D_2$  et  $D_3$  n'étaient plus liés avec la géométrie et se comportaient de façon erratique, avec des amplitudes de mouvement excessives. De plus, une augmentation considérable d'amplitude après arthrectomie a pu révéler une forte instabilité pour les disques  $D_1$  et  $D_2$ , tandis que les DIVs C2 et C3 possédaient une égale contribution de leurs facettes articulaires (Figure 31D).

Au contraire, la proportionnalité entre l'angle de torsion et le déplacement latéral associé était identique pour les 22 IVDs (Figure 32A), impliquant que le centre moyen de rotation était placé en même position postérieure pour tous les spécimens.

La relation linéaire entre le fluage et le pourcentage de charge relaxée n'était pas non plus affectée par la présence de singularités pathologiques (Figure 32B). Le seul impact apparent d'une caractéristique macroscopique sur le fluage a été la réduction du déplacement flué en raison de la présence d'une calcification intra-discale ( $D_C$ ).

En plus de l'absence de relation géométrique et de comportement singulier des 6 DIVs pathologiques, aucun effet de la dégénérescence ni des singularités n'a été remarqué sur les paramètres dynamiques. Cette observation est en accord avec les résultats d'une précédente étude [82] et pourrait être due à la petite taille des amplitudes axiales (moins de 0.05 mm de 15 à 35 Hz). Les paramètres rhéologiques viscoélastiques et dynamiques n'ont pas pu se comparer, leurs significations physiques n'étant pas reliées entre elles (le nombre de paramètres était différent dans les deux modèles). Néanmoins, en analysant la compression, un lien entre les modules statiques et dynamiques a été observé, lien qui semblait indépendant de l'état de dégénérescence ou de la présence de singularités.

## 5.5 Conclusion

Une étude *in vitro* portant sur la caractérisation en flexibilité, viscoélasticité et dynamique de disques intervertébraux a été menée pour évaluer les liens existant entre imagerie et propriété mécanique. Géométrie, états de dégénérescence et anomalies pathologiques influent sur les comportements discaux en terme d'amplitudes de mobilité. Centres moyens de rotation en torsion, déplacements en fluage et charges relaxées étaient en revanche peu perturbés par les anomalies extra-discales. Peu d'effets ont été notés en dynamique.

## CHAPITRE 6

### NUMERO ATOMIQUE DU DISQUE INTERVERTEBRAL

Ce dernier chapitre consacré aux travaux personnels se concentre sur l'exploitation des clichés radiographiques en double énergie, reconstruits avec les rachis radiographiés juste après les prélèvements. Un lien est établi entre le numéro atomique équivalent mesuré sur les images double énergie et celui déduit d'analyses élémentaires en carbone, hydrogène et azote. Le principe de l'imagerie en double énergie est présenté en Annexe D.

#### 6.1 Introduction

La composition biochimique d'un tissu est accessible via un examen histologique qui nécessite un prélèvement. Toute variation de cette composition à l'échelle moléculaire se traduit à un niveau plus bas, soit à l'échelle atomique. Une connaissance personnalisée et non invasive de ce niveau élémentaire pourrait permettre de discriminer chimiquement les composés en présence ou d'observer les évolutions tissulaires dans le temps lors notamment du vieillissement. Cette connaissance est conditionnée à l'obtention d'une valeur : le numéro atomique équivalent de la matière.

Comme tout matériau organique, le disque intervertébral est principalement composé d'éléments hydrogène, carbone, azote et oxygène, dont les numéros atomiques ( $Z$ ) varient entre 1 et 8. Des éléments plus lourds, tels que le phosphore ou le calcium, y figurent également à l'état de traces. Lorsqu'un faisceau de rayons X à une énergie donnée traverse une épaisseur de matière, il est atténué par la combinaison des effets Compton et photoélectrique. Le coefficient massique d'atténuation (CMA) du milieu

peut être réduit, de façon empirique, à la somme de deux fonctions dépendant de l'énergie ( $E$ ), du numéro atomique ( $Z$ ) et de la masse atomique ( $A$ ).

Si la matière est composée d'un unique élément du tableau périodique, la connaissance immédiate de  $E$  et la mesure du CMA permettent de retrouver  $Z$ . Cependant, la réalité physique offre très rarement des faisceaux mono-énergétiques, en dehors des coûteux synchrotrons. La répartition énergétique des tubes à rayons X est spectrale et la valeur de  $E$  doit être approximée par une énergie moyenne. La base de données NIST (National Institute of Standard and Technology) propose les valeurs tabulées des CMA de 92 éléments, pour des énergies variant de 1 keV à 20 MeV.

Lorsque la matière est composée de plusieurs éléments chimiques distincts, le numéro atomique ( $Z$ ) utilisé pour le calcul du CMA n'a plus de sens physique : il devient un numéro atomique équivalent ( $Z_{eq}$ ), qui n'a d'intérêt que pour traduire le milieu équivalent vu par un ensemble de photons X. On pourrait d'ailleurs fort bien envisager deux matériaux différents possédant le même  $Z_{eq}$  (i.e. atténuant les rayons X d'une façon identique). Outre la non-unicité, cette notion implique que  $Z_{eq}$  dépend de l'énergie utilisée ; en effet, la proportion d'effet Compton et d'effet photoélectrique se produisant dans la matière varie, entre autres, avec l'énergie des photons ; cette matière sera donc inconstante au regard de sa réactivité aux rayons X et son numéro atomique équivalent changera légèrement avec l'énergie. Cependant, la radiologie conventionnelle utilisant une plage relativement réduite (de 30 à 140 kVp environ), les variations de  $Z_{eq}$  pour les tissus mous sur cet intervalle sont négligeables [22].

Il est possible de calculer le CMA d'un composé à condition de connaître sa formule chimique. Dans ce cas, il est la somme des CMA des éléments constitutifs, pondérée par les fractions massiques de ces éléments dans le composé. Le calcul analytique du  $Z_{eq}$  n'est pas aussi trivial ; il se fait grâce à une équation empirique dépendant des fractions massiques et numéros atomiques de chaque élément composant la matière, mais aussi d'un paramètre noté ( $m$ ) qui varie suivant les auteurs entre 3.5 et 3.8 dans



la plage énergétique de la radiologie médicale [49]. Donc, bien qu'imparfaite, une connaissance très approchée du numéro atomique équivalent d'un matériau décomposable en fractions massiques élémentaires est possible. Le rapport ICRU 44 [43] a fourni en 1989 la composition moyenne d'un grand nombre de tissus du corps humain, dont le poumon, le muscle squelettique, l'os cortical, etc. Par exemple, le tissu mou à 4 composantes représente 10% d'hydrogène, 11% de carbone, 3% d'azote et 76% d'oxygène. Le disque intervertébral ne figurait pas parmi les tissus analysés par l'ICRU 44.

Lorsque la fraction massique des éléments contenus dans un matériau est inconnue, une approche analytique pour l'obtention du numéro atomique équivalent est impossible. Cette situation est celle rencontrée pour le disque intervertébral. Une alternative possible est d'utiliser la méthode de double énergie [53]. A l'issue d'une étape de calibrage et en connaissant les atténuations d'un même matériau à deux énergies différentes, le numéro atomique équivalent peut être reconstitué.

Cette partie de l'étude, réalisée en collaboration avec Philippe Després, candidat au Ph.D. au département de physique de l'Université de Montréal [22], se propose donc d'exposer la mise en application de la double énergie et la procédure de validation qui l'a accompagnée, afin d'aider à la détermination du numéro atomique équivalent du disque intervertébral.

## **6.2 Matériels et Méthodes**

### **6.2.1 Expérimentation double énergie**

Un escalier de calibrage composé de 17 marches de PMMA (polyméthyle méthacrylate ou lucite, épaisseurs de 0.5 po. à 8.5 po., incréments de 1/2 po.) et 8 marches d'aluminium (épaisseurs de 1/16 po. à 1/2 po., incréments de 1/16 po.) a été

spécialement usiné pour permettre des reconstructions double énergie. La superposition des deux matériaux a fourni  $18 \times 9 = 162$  combinaisons d'épaisseurs différentes (voir Figure 33).

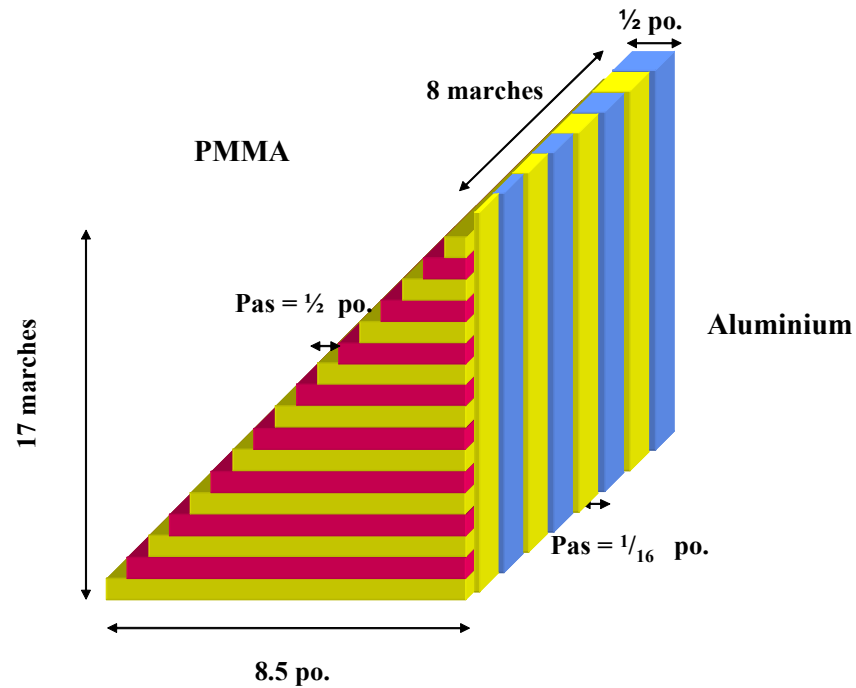


Figure 33 Escalier de calibrage

Réalisé en PMMA (Lucite) et aluminium ; 1 po. = 25.4 mm.

Cinq rachis thoraco-lombaires humains T12-L5 ont été immobilisés dans un système de radiographie basse dose (Prototype ProtEOS de Biospace) et successivement imagés en position sagittale à 4 énergies différentes : 50 kVp, 70 kVp, 100 kVp, 100 kVp avec adjonction d'un filtre de cuivre. Les expérimentations se sont déroulées sur 5 journées distinctes. L'escalier de calibrage a été systématiquement radiographié aux mêmes 4 énergies dans l'heure qui a suivi l'imagerie des pièces anatomiques, afin de bénéficier de conditions environnementales équivalentes en terme de température et de pression du gaz du détecteur de rayons X.

## 6.2.2 Outil informatique de reconstruction

Un outil informatique de reconstruction des images en double énergie, dont l'interface est présentée Figure 34, a été développé sous Matlab® dans le cadre de la présente étude. Entièrement basé sur de la méthode de Lehmann et Macovski [53], il permet à partir de quatre images (deux clichés de l'escalier de calibrage et deux clichés de pièces anatomiques, haute et basse énergies) de construire les images PMMA ou lucite (tissus mous-équivalent), aluminium (os-équivalent) et numéro atomique (Z-équivalent) des spécimens. Les images PMMA et aluminium peuvent de plus être combinées à l'aide d'un angle choisi par l'utilisateur pour en créer une troisième, dont les applications sont la suppression ou le remplacement de structures. Une sauvegarde est assurée à chaque étape.

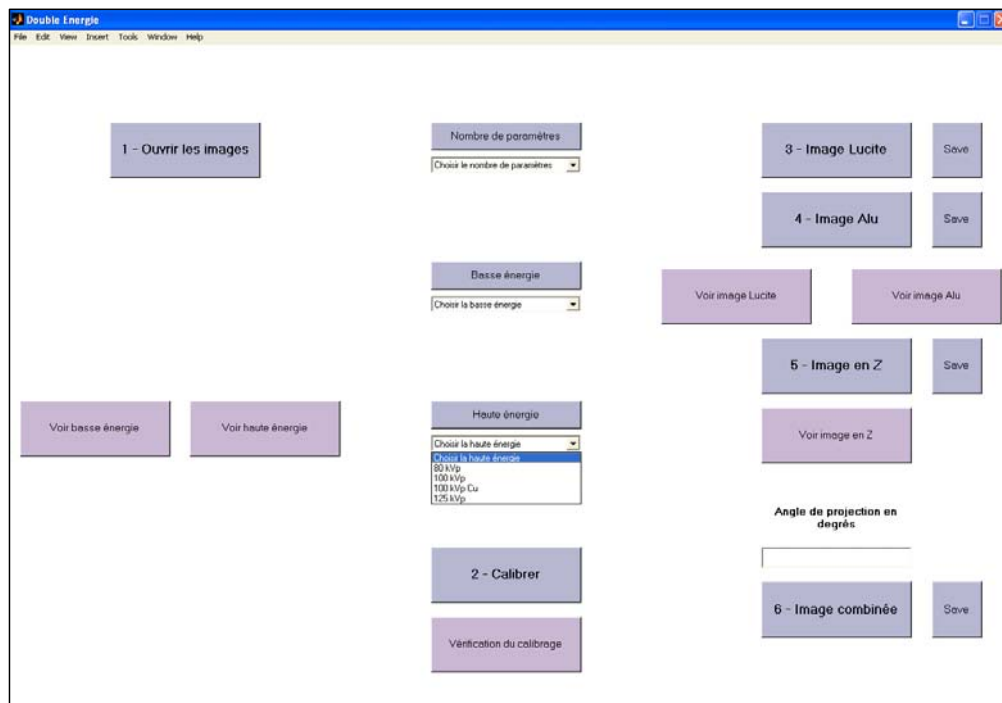


Figure 34 Outil informatique de reconstruction double énergie

### 6.2.3 Analyses élémentaires CHN (Carbone, Hydrogène, Azote)

Dix disques intervertébraux ont fait l'objet d'une étude particulière : cinq de niveau L1-L2 et cinq de niveau L4-L5, appartenant deux à deux aux mêmes donneurs. Sur ces 10 disques ont été répartis 20 analyses élémentaires CHN. Une analyse élémentaire fournit, par un procédé de combustion, les fractions massiques (%) en carbone, hydrogène et azote contenus dans un échantillon donné.

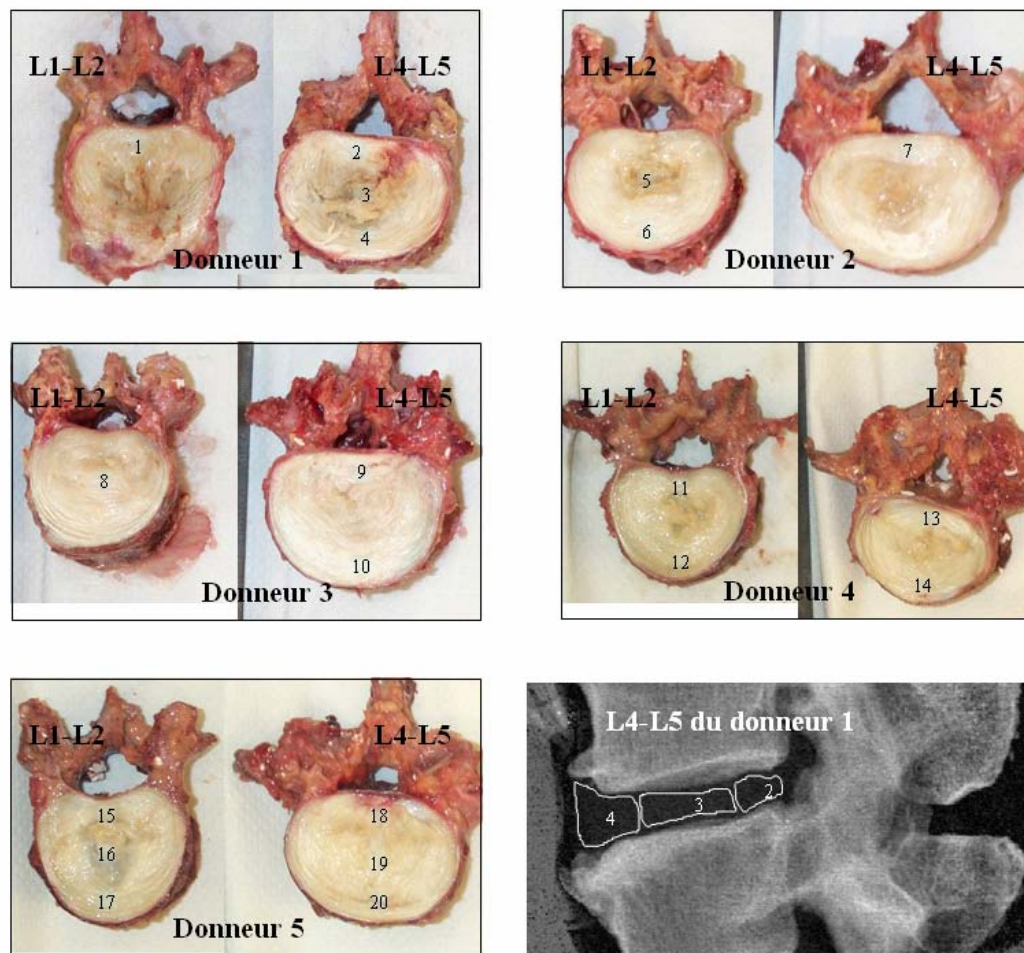


Figure 35 Localisation des 20 prélèvements pour l'analyse CHN

Les analyses étaient réparties sur 5 donneurs ; un exemple de sélection de 3 zones correspondantes pour le donneur 1 est montré sur une image Z-équivalente.

Des fragments de matière ont été extraits avec un scalpel de certaines régions postérieures, centrales et antérieures des disques ; ceux-ci avaient été préalablement décongelés et coupés dans leur plan axial. La Figure 35 illustre la localisation et la nature des prélèvements effectués sur les échantillons.

#### 6.2.4 Obtention du numéro atomique équivalent $Z_{DE}$ par la double énergie

Les valeurs de 20 numéros atomiques  $Z_{DE}$ , correspondant aux zones analysées en CHN, ont été obtenues par lecture directe sur l'image Z-équivalent de la reconstruction double énergie. Pour chacune des régions, une zone a été sélectionnée manuellement (voir exemple sur la Figure 35) ;  $Z_{DE}$  a été déterminé en moyennant les valeurs des niveaux de gris contenus dans la sélection.

#### 6.2.5 Obtention du numéro atomique équivalent $Z_{CHN}$ par l'analyse CHN

En première approximation, la composition en oxygène (%O) a été déduite des résultats de l'analyse élémentaire comme étant la fraction complémentaire des pourcentages en carbone (%C), oxygène (%O) et azote (%N). Ainsi :

$$\%O = 100 - \%C - \%H - \%N$$

A partir de ces pourcentages, des valeurs x, y, z et t ont été déterminées de telle sorte que la composition de l'échantillon soit conforme à la formule chimique  $C_{nx}H_{ny}N_{nz}O_{nt}$ , avec n entier. Ces valeurs étaient simplement obtenues en divisant la fraction massique de chaque élément par sa masse atomique.

$$x = \%C / 12 \qquad y = \%H / 1.008 \qquad z = \%N / 14.007 \qquad t = \%O / 16$$

A partir de cette formule chimique fictive, le numéro atomique équivalent  $Z_{\text{CHN}}$  a pu être calculé pour chaque prélèvement grâce à l'équation empirique suivante attribuée à Mayneord [58] :

$$Z_{\text{CHN}} = \left[ \frac{x}{Z_{\text{TOT}}} \cdot Z_{\text{C}}^{m+1} + \frac{y}{Z_{\text{TOT}}} \cdot Z_{\text{H}}^{m+1} + \frac{z}{Z_{\text{TOT}}} \cdot Z_{\text{N}}^{m+1} + \frac{t}{Z_{\text{TOT}}} \cdot Z_{\text{O}}^{m+1} \right]^{\frac{1}{m}}$$

Avec :  $Z_{\text{TOT}} = x \cdot Z_{\text{C}} + y \cdot Z_{\text{H}} + z \cdot Z_{\text{N}} + t \cdot Z_{\text{O}}$

Et :  $m = 3.5 \text{ à } 3.8$  ;  $Z_{\text{C}} = 6$  ;  $Z_{\text{H}} = 1$  ;  $Z_{\text{N}} = 7$  ;  $Z_{\text{O}} = 8$ .

## 6.3 Résultats et Discussion

### 6.3.1 Images double énergie

Un exemple de reconstruction complète en double énergie d'un segment thoracolumbaire est représenté sur la Figure 36. Les deux énergies choisies ont été les plus distantes, en terme d'énergie (50 kVp et 100 kVp avec cuivre), pour assurer une erreur minimale et augmenter l'exactitude des mesures [22]. Les images résultantes possédaient des contrastes rehaussés, qui permettaient une meilleure caractérisation de certaines anomalies comme les ostéophytes et les calcifications ; des variations de densité pouvaient également être mises en évidence au sein du disque. Par rapport à l'énergie simple, l'image os-équivalent présentait des détails plus fins de l'architecture osseuse ; cet aspect comporte de grands avantages pour aider à l'automatisation de la segmentation dans les logiciels de reconstruction tridimensionnelle. L'image en numéro atomique, outre son apport quantitatif, autorisait une égale représentation de chaque structure. En effet l'image Z-équivalent n'est plus formée par les variations d'épaisseur de la matière comme sur un cliché radiographique ; ainsi, les épineuses qui apparaissaient ténues en énergie simple car

très minces comparées aux corps vertébraux, étaient renforcées dans l'image Z-équivalent.

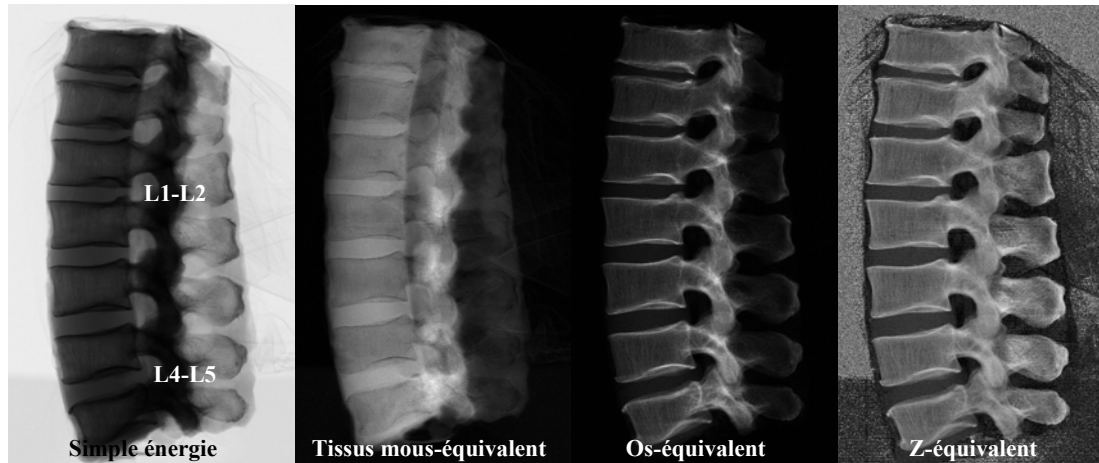


Figure 36 Reconstruction en double énergie d'un spécimen thoraco-lombaire

La Figure 37 illustre le gain en qualité offert par la double énergie pour la visualisation d'une calcification remarquable dans un disque L4-L5 (disque nommé D<sub>C</sub>).

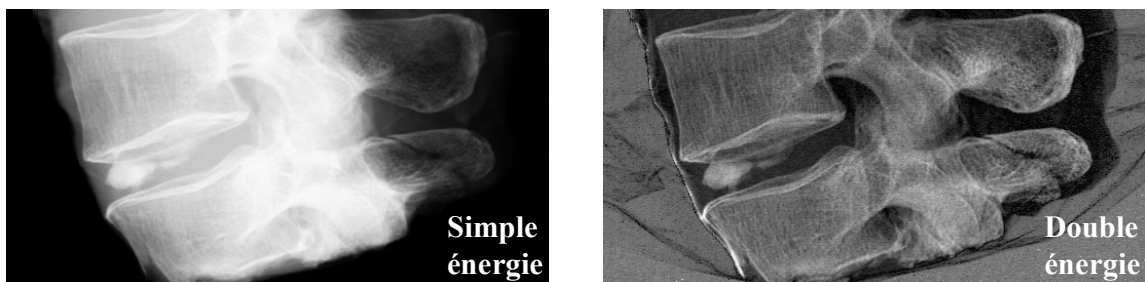


Figure 37 Visualisation d'une calcification en simple et double énergie  
(Z équivalent)

Enfin, la Figure 38 propose une comparaison entre l'IRM et la double énergie ; comme confirmé par l'IRM, les contours antérieurs et postérieurs des disques

intervertebraux pouvaient être visualisés, ainsi qu'une hernie postérieure en L4-L5 dans ce cas particulier.



Figure 38 Comparaison entre images IRM et Z-équivalent

Les contours antérieurs et postérieurs sont visualisés en double énergie, ainsi qu'une hernie en L4-L5.

### 6.3.2 Analyse CHN

Le Tableau XIV présente les résultats de l'analyse CHN sur les 20 zones discales, incluant le pourcentage d'oxygène déduit. Les valeurs de x, y, z et t correspondantes sont détaillées dans le Tableau XV.



Tableau XIV  
Résultat des analyses CHN en fractions massiques

	Zone 1	Zone 2	Zone 3	Zone 4	Zone 5	Zone 6	Zone 7	Zone 8	Zone 9	Zone 10
%C	29.08	40.19	24.56	37.21	12.93	15	11.5	29.31	10.81	11.56
%H	4.78	7.27	8.7	7.42	8.64	9.31	9.5	7.53	6.84	9.15
%N	7.78	10.75	6.88	12.03	3.36	4.42	2.73	7.25	2.84	3.3
%O (déduit)	58.36	41.79	59.86	43.34	75.07	71.27	76.27	55.91	79.51	75.99

	Zone 11	Zone 12	Zone 13	Zone 14	Zone 15	Zone 16	Zone 17	Zone 18	Zone 19	Zone 20
%C	11.56	21.83	11.23	12.27	14.95	11.57	22.63	13.19	25.43	38.2
%H	10.17	8.88	8	10.04	9.09	9.56	9.07	10.34	8.52	6.94
%N	3.24	6.17	3.18	3.68	4.69	2.96	6.79	3.87	7.23	11.39
%O (déduit)	75.03	63.12	77.59	74.01	71.27	75.91	61.51	72.6	58.82	43.47

Tableau XV  
Valeurs des fractions atomiques CHN

	Zone 1	Zone 2	Zone 3	Zone 4	Zone 5	Zone 6	Zone 7	Zone 8	Zone 9	Zone 10
x - C	4.36	4.36	4.17	3.61	4.49	3.96	4.92	4.72	4.44	4.09
y - H	8.54	9.40	17.57	8.57	35.73	29.27	48.36	14.43	33.47	38.53
z - N	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00
t - O	6.57	3.40	7.62	3.15	19.56	14.12	24.46	6.75	24.51	20.16

	Zone 11	Zone 12	Zone 13	Zone 14	Zone 15	Zone 16	Zone 17	Zone 18	Zone 19	Zone 20
x - C	4.16	4.13	4.12	3.89	3.72	4.56	3.89	3.98	4.11	3.91
y - H	43.62	20.00	34.96	37.91	26.93	44.88	18.56	37.13	16.38	8.47
z - N	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00
t - O	20.27	8.96	21.36	17.61	13.30	22.45	7.93	16.42	7.12	3.34

x, y, z et t sont calculés de façon à ce que les fractions massiques correspondent à la formule chimique  $C_{nx}H_{ny}N_{nz}O_{nt}$  ; celle-ci a été normalisée par l'azote N, de sorte que  $z = 1$ .

On constate que dans la formule chimique reconstituée du disque intervertébral, il existe toujours environ 4 atomes de carbone pour 1 atome d'azote. Des variations beaucoup plus importantes interviennent au niveau de l'hydrogène et de l'oxygène ; cependant, le nombre d'atomes d'oxygène vaut toujours environ la moitié du nombre d'atomes d'hydrogène, ce qui suggère qu'ils traduisent la teneur en eau H<sub>2</sub>O de l'échantillon.

### 6.3.3 Numéro atomique

Les numéros atomiques  $Z_{\text{CHN}}$  ont été calculés pour deux valeurs de (m), et les numéros atomiques  $Z_{\text{DE}}$  ont été lus sur les images double énergie. Le Tableau XVI détaille les résultats pour chacune des 20 zones.

Tableau XVI  
Numéros atomiques équivalents en double énergie et par analyse CHN

	Zone 1	Zone 2	Zone 3	Zone 4	Zone 5	Zone 6	Zone 7	Zone 8	Zone 9	Zone 10
$Z_{\text{CHN}} - m = 3.5$	7.24	6.88	7.14	6.91	7.38	7.31	7.37	7.11	7.50	7.38
$Z_{\text{CHN}} - m = 3.8$	7.27	6.92	7.18	6.95	7.42	7.34	7.41	7.15	7.53	7.42
$Z_{\text{DE}}$ 50 kVp - 100 kVp Cu	7.74	7.52	7.63	7.55	7.78	7.78	7.85	7.81	8.13	7.99

	Zone 11	Zone 12	Zone 13	Zone 14	Zone 15	Zone 16	Zone 17	Zone 18	Zone 19	Zone 20
$Z_{\text{CHN}} - m = 3.5$	7.33	7.19	7.44	7.32	7.31	7.36	7.16	7.29	7.13	6.93
$Z_{\text{CHN}} - m = 3.8$	7.37	7.23	7.47	7.36	7.35	7.40	7.20	7.34	7.17	6.96
$Z_{\text{DE}}$ 50 kVp - 100 kVp Cu	7.76	7.68	8.04	7.69	7.86	7.78	7.71	7.8	7.79	7.55

La valeur de (m) n'influçait le numéro atomique  $Z_{\text{CHN}}$  qu'au centième d'unité, i.e. bien en-deça de la précision de la mesure compte tenu des approximations retenues pour le calcul.

Les numéros atomiques  $Z_{\text{CHN}}$  et  $Z_{\text{DE}}$  étaient corrélés ( $R^2 = 0.70$ ), comme illustré sur la Figure 39. Les trois numéros atomiques les plus grands correspondaient à des zones calcifiées (zones 9, 10 et 13).

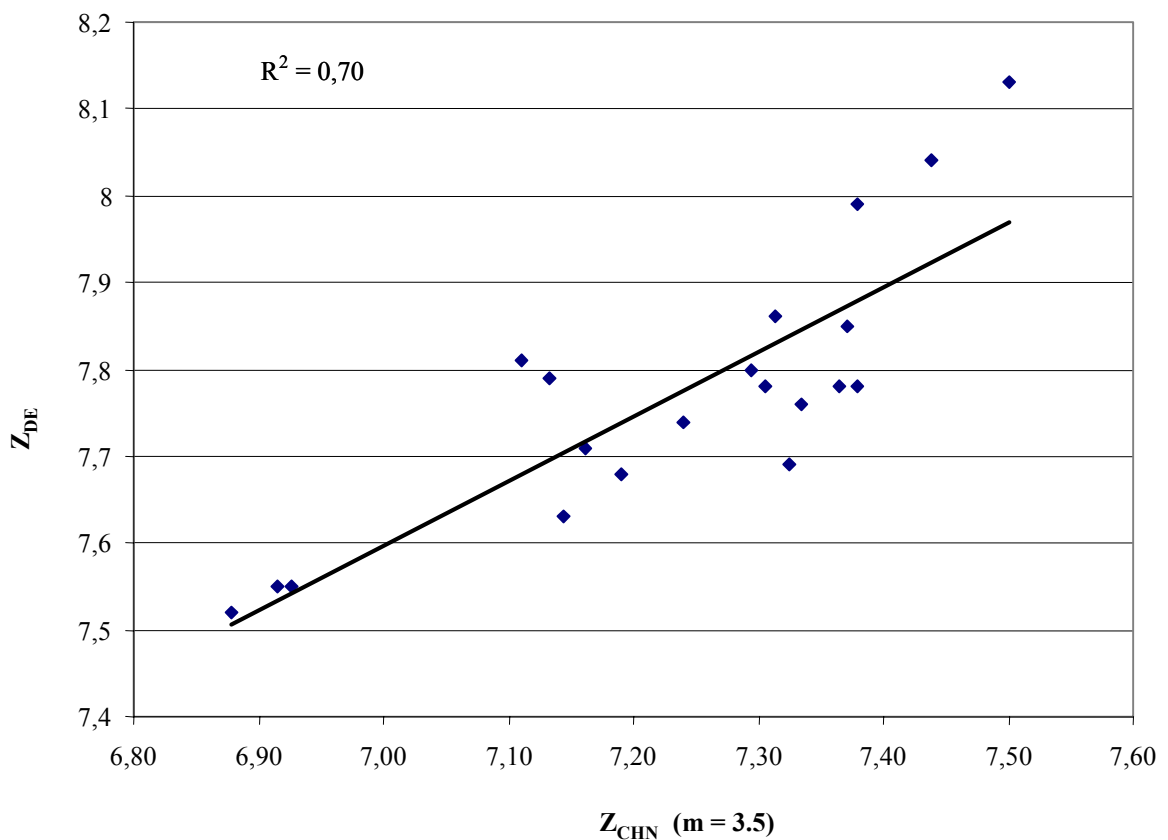


Figure 39 Corrélations entre numéros atomiques équivalents

Les numéros atomiques équivalents sont issus des analyses CHN ( $Z_{\text{CHN}}$  avec  $m = 3.5$ ) et des images double énergie ( $Z_{\text{DE}}$ ).

Malgré l'existence d'une corrélation, les deux numéros atomiques présentaient des écarts. Trois raisons peuvent être invoquées pour cela. D'une part, les valeurs de  $Z_{\text{CHN}}$  étaient systématiquement inférieures à celles de  $Z_{\text{DE}}$  ; ces différences peuvent être

expliquées par le fait que seuls les éléments C, H, N et O étaient considérés dans le calcul de  $Z_{\text{CHN}}$ , les éléments plus lourds tels que le calcium ( $Z = 20$ ) étant négligés. Ainsi,  $Z_{\text{CHN}}$  était légèrement sous-évalué par rapport à sa valeur réelle. D'autre part,  $Z_{\text{DE}}$  a été déterminé sur une image en projection comprenant toute l'épaisseur du disque intervertébral, tandis que  $Z_{\text{CHN}}$  a été calculé sur un prélèvement ne se composant que d'une petite partie de cette même épaisseur. Enfin, les repérages des régions antérieures, centrales et postérieures ont été faits manuellement dans les deux cas (prélèvement pour l'un, dessin d'une sélection pour l'autre) ; en absence de repère, une superposition parfaite était en effet impossible.

Le numéro atomique équivalent moyen valait 7.24 (E.T. 0.18) pour  $Z_{\text{CHN}}$  et 7.77 (E.T. 0.16) pour  $Z_{\text{DE}}$ . D'après les calculs de Koç [49] issus des compositions chimiques établies par le rapport ICRU 44 [43], le numéro atomique effectif moyen vaut 7.63 pour le muscle, 7.55 pour le poumon, 7.75 pour le foie et 7.51 pour l'eau dans la plage énergétique 10 keV-150 keV. Ces valeurs sont très proches de celles retrouvées ici pour le disque intervertébral.

Enfin, il est à noter qu'aucune différence particulière n'a pu être mise en évidence entre les zones centrales (nucléaires) et les zones antérieures ou postérieures (annulaires) malgré leurs compositions a priori distinctes. Cela peut suggérer que les erreurs de mesure (image de projection pour  $Z_{\text{DE}}$ , éléments lourds négligés pour  $Z_{\text{CHN}}$ , repérage manuel de la superposition) ont excédé les variations biochimiques des régions discales.

## 6.4 Conclusion

Grâce à une étude *in vitro* menée sur 10 disques intervertébraux, le numéro atomique équivalent d'échantillons correspondant à 20 zones discales a pu être évalué par deux modalités : l'imagerie radiographique en double énergie et l'analyse élémentaire CHN. Les deux valeurs étaient fortement corrélées malgré d'inévitables

approximations et erreurs de mesures, illustrant de façon convaincante la possibilité de déterminer le numéro atomique par double énergie. Cette technique offrait par ailleurs des images de qualité très supérieure à l'énergie simple. Des études de répétitivité et de bruit de mesure seraient souhaitables pour évaluer l'intervalle dans lequel varie effectivement le numéro atomique équivalent du disque intervertébral. Des corrélations pourraient alors être envisagées avec ses propriétés mécaniques, celles-ci étant en partie régies par la composition biochimique tissulaire. Cela constituerait un moyen peu invasif de déterminer, *in vivo*, les caractéristiques biomécaniques des disques intervertébraux. Ce travail préliminaire ouvre donc la voie vers de nombreux projets prometteurs sur cette thématique importante.

## CHAPITRE 7

### DISCUSSION GENERALE

En amont des liens qui ont pu être ici mis en évidence entre certains facteurs et les propriétés biomécanique du disque intervertébral, cette recherche a permis de collecter une base de données sur le comportement discal humain non congelé qui n'a, à notre connaissance, pas d'autre équivalent à ce jour. En plus du fait que tous les disques aient subi un large éventail d'expérimentations, des résultats originaux portant sur la biomécanique seule ont été présentés. Parmi eux, on peut citer l'évolution des couplages après dissection des arcs postérieurs, la modélisation rhéologique à trois paramètres de la relaxation des contraintes et l'influence de la vitesse de chargement sur les modules nominaux.

Les donneurs avaient une moyenne d'âge élevée. De ce fait, tous les disques étaient dégénérés et l'étude n'a pas pu prendre en compte le facteur âge dans son analyse. L'un des avantages, par ailleurs, était d'avoir accès à des singularités pathologiques qu'un échantillon issu de donneurs plus jeunes n'aurait certainement pas pu fournir.

Les expérimentations mises en œuvre dans cette étude permettaient de caractériser les disques intervertébraux dans trois catégories d'analyse : comportement en statique, comportement viscoélastique et comportement dynamique. Les mécanismes régissant ces trois catégories ne font pas appel aux mêmes structures, ni aux mêmes échelles.

D'une part, la mobilité résulte de la contribution conjointe d'architectures macroscopiques comme les facettes articulaires postérieures, la hauteur du disque et sa forme dans le plan axial, mais aussi d'architectures microscopiques comme l'organisation lamellaire. Suivant la sollicitation, les facettes jouent un rôle plus ou

moins prononcé, du plus important en torsion au moins important en inflexion latérale. On peut d'ailleurs regretter l'absence d'images CT scan axiales pour l'étude des éléments postérieurs, mais les contraintes logistiques ne l'ont pas permis. Lors de grandes amplitudes de mouvement, les singularités pathologiques agissent soit en introduisant une discontinuité dans le mouvement, soit en le faisant dévier de la courbe typique. Ces anomalies sont naturellement plus discriminantes que tout autre défaut, y compris ceux inhérents aux ruptures du réseau de collagène ; car si les fissures influent sur le mouvement, elles semblent induire des nuances plus fines dans les courbes efforts/déplacement. Cette étude a notamment rapporté le comportement de deux disques scoliotiques qui produisaient des schémas de mobilité erratiques. Ces comportements ne peuvent se généraliser, car chaque scoliose possède sa propre configuration, mais ils assurent que cette évolution dégénérative de la courbure frontale induit de grandes instabilités. Ces résultats ne peuvent se comparer avec la littérature, car jamais de tels cas n'ont a priori été traités auparavant.

D'autre part, c'est principalement le mouvement du fluide intra-discal qui intervient lors des réponses viscoélastiques. Lorsque la trajectoire de ce fluide est déviée par une calcification de grande taille, le fluage est limité comme ce fut le cas pour un disque de notre série. La dégénérescence soulignant des déficits en hydratation au travers de la classification IRM, elle intervient également dans la réponse du disque. Mais de façon naturelle, les défauts structurels extérieurs à l'espace discal (rétroliothésis, ostéophytes ou scolioses) ne peuvent que présenter peu d'impact sur ce type de comportement. Cette étude a mis en valeur cette hiérarchie dans les influences des différents facteurs.

Enfin, lors de l'application de vibrations sinusoïdales au disque, des amplitudes très faibles étaient imposées. Ni singularité ni géométrie ni même dégénérescence ne semblaient influencer la réponse à ces vibrations. L'aspect dynamique du disque intervertébral n'est encore que partiellement compris, mais il apparaît que les mécanismes le régissant soient issus d'implications trouvant leur origine à une échelle très petite.

Si des relations extra-classes (entre mobilité et dynamique, ou entre dynamique et viscoélasticité) n'ont pas pu être déterminées, les corrélations intra-classes ont en revanche été nombreuses. Fluage, hystérésis et relaxation des contraintes présentaient des liens entre eux qui ont confirmé la similarité de leur origine sur le plan physique ; mobilités avant et après dissection des arcs postérieurs étaient très fortement liées, sauf dans le cas de disques possédant des singularités majeures (scolioses en particulier) ; modules et viscosités des modèles rhéologiques, qu'ils soient viscoélastiques ou dynamiques, étaient aussi corrélés entre eux. Ces relations montrent qu'il serait possible de réduire le nombre de paramètres nécessaires pour caractériser une catégorie de comportement. Elles prouvent également que le comportement discal obéit à des règles qui sont communes à tous les spécimens, au-delà de leurs spécificités propres.

L'utilisation de différents grades de dégénérescence a permis d'évaluer leurs validités respectives. Bien que coupes IRM et discographies aient produit des classifications présentant une bonne concordance, les fissures entraient plus en jeu dans l'étude des mobilités, de même que l'état d'hydratation dans l'étude viscoélastique. La classification macroscopique a paru dans cette étude moins riche en informations que les deux autres.

Les analyses concernant le numéro atomique du disque intervertébral ont conduit à une forme de quantification du tissu discal. L'étendue de l'intervalle dans lequel variaient ces valeurs, due aux erreurs de mesures (calibrage, équations empiriques) et au calcul sur une vue projetée en sagittal, était probablement supérieure aux fluctuations engendrées par des modifications biochimiques du tissu. En effet, puisque le CT scan est peu sensible à une discrimination entre les états sains et dégénérés, la frontière entre ces deux états paraît ténue. Cependant, malgré toutes les difficultés que cela suppose (mouvements du patient entre deux clichés, superposition de tissus autres que les disques sur les clichés sagittaux), les recherches doivent continuer à explorer cette voie pour une transposition ultérieure *in vivo*. La valeur du numéro atomique équivalent pourrait alors faire l'objet d'études de corrélations avec



les propriétés mécaniques locales du disque, une approche qui n'a pas été privilégiée dans cette recherche puisque le disque intervertébral a ici été considéré dans sa globalité.

Ainsi, chaque spécimen a été observé comme un tissu complexe possédant une géométrie, une dégénérescence, un état pathologique uniques. Tous étaient dotés d'un capital initial non connu en termes de morphométrie, d'équilibre biochimique et d'organisation interne et 22 comportements différents ont été enregistrés au cours des expérimentations. Cette étude a voulu dégager des éléments de prédiction relatifs à ces propriétés mécaniques individuelles en apparence si dissemblables, en recherchant des dénominateurs communs au sein du groupe. Les corrélations géométriques, les relations intra-classes, les effets de la dégénérescence constituent la part importante de ces éléments.

## CONCLUSION

Les objectifs de ce travail étaient d'analyser des images rachidiennes de différentes natures, afin de caractériser le comportement biomécanique du disque intervertébral. L'étude s'est basée sur l'analyse de données fournies par un protocole expérimental *in vitro*, qui a permis de recueillir diverses caractéristiques relatives à 22 disques lombaires (L1-L2 et L4-L5).

Le protocole expérimental a été mis en œuvre sur une durée de 7 mois. Il était composé de quatre parties distinctes : l'imagerie, les tests de mobilité, les tests viscoélastiques, les tests dynamiques. Pour les trois types de caractérisations mécaniques, l'étude a bénéficié de protocoles préexistants au LBM. Seuls les outils d'exploitation rhéologique en viscoélasticité et en dynamique ont dû être développés. L'originalité du travail résidait dans le fait que l'intégralité des essais était pour la première fois réalisée sur un même spécimen ; cela a suscité une organisation logistique importante, complexifiée par le fait que les pièces anatomiques ne devaient pas être congelées. Au niveau de l'imagerie, toutes les procédures ont été mises en place pour les besoins de l'étude, depuis la détermination des séquences IRM jusqu'au choix des énergies de radiographies, via le mode de classification des niveaux de dégénérescence et d'obtention des mesures géométriques. La sélection de ces méthodes couvrant une large gamme de compétences a été le résultat d'une étroite collaboration au sein d'une équipe pluridisciplinaire composée de cliniciens, de biomécaniciens, d'informaticiens et de physiciens.

A partir de la collecte de ces données expérimentales, trois grandes classes de caractéristiques issues de l'image ont été déterminées : les données géométriques, les grades de dégénérescence et les anomalies pathologiques. Pour chaque type de sollicitation, l'influence de ces caractéristiques a été évaluée.

Le chapitre 3 était consacré à l'étude des mobilités. Les résultats concernant la contribution des arcs postérieurs, les moyennes des mobilités, l'orientation des translations, l'importance des couplages et les différences entre niveaux lombaires ont été favorablement comparés avec ceux de la littérature pour s'assurer de la représentativité de l'échantillon. Le comportement de chaque disque a ensuite été observé et des critères d'anormalité ont été définis (amplitudes excessives ou trop faibles, asymétries, absence d'augmentation de mobilité après lésion des arcs postérieurs). Dans 10 cas sur 11, grâce à l'analyse des données issues de l'imagerie et de la coupe macroscopique, une explication a pu être avancée pour expliquer ces comportements anormaux. D'autre part, un groupe relativement homogène de disques en terme de niveau lombaire, de dégénérescence et d'absence de singularités majeures a pu être constitué ; au sein de celui-ci et en présence d'arcs postérieurs, des influences de nature géométrique ont pu être mises en évidence qui avaient été prédites par des études en éléments finis.

Dans le chapitre 4, les essais viscoélastiques ont été analysés. Les principaux résultats de fluage et de relaxation ont été présentés et comparés à la littérature. Des corrélations ont été trouvées entre le déplacement en fluage, le pourcentage de charge relaxée, et le ratio d'hystérésis, ce qui confirmait la similarité des principes physiques sous-jacents à ces phénomènes. L'influence de la vitesse de chargement sur les modules nominaux a été notée et documentée. L'analyse rhéologique à trois paramètres n'a pas permis d'aboutir à la construction d'un modèle commun. Néanmoins, les paramètres des deux modèles étaient fortement corrélés. La dégénérescence discale, déterminée par l'IRM, tendait à augmenter les vitesses de fluage et de relaxation, ainsi que la charge relaxée ; ce même résultat n'était pas retrouvé avec les grades macroscopiques de dégénérescence. Le rapport surface/hauteur avait une influence sur les paramètres rhéologiques. Au niveau des défauts structurels, seule une calcification intra-discale de grande taille a limité la capacité de fluier.

Au chapitre 5, les résultats dynamiques ont été introduits en plus des autres essais. Une modélisation rhéologique a permis de quantifier des valeurs de module et de viscosité dynamique qui ne semblaient affectées par aucune caractéristique disponible. En absence d'arcs postérieurs, des corrélations entre géométrie et amplitudes de mobilités ont été établies pour le groupe des L1-L2 ; seuls trois disques pathologiques présentaient un comportement erratique. En revanche, aucune singularité ne venait perturber les relations linéaires entre torsion et translation transverse, ou entre charge relaxée et déplacement en fluage.

Dans un domaine complémentaire, le numéro atomique équivalent de 10 disques intervertébraux a été recherché dans le dernier chapitre grâce à la mise en application de la technique d'imagerie en double énergie. Cette partie de l'étude a fait l'objet d'une validation avec des analyses chimiques. En raison d'erreurs de mesures et d'approximations qui ne peuvent être évitées dans l'état actuel de la technologie, les valeurs déterminées n'étaient pas suffisamment consolidées pour être exploitées à des fins de corrélations avec les propriétés biomécaniques. Cependant, les numéros atomiques fournis par les deux méthodes étaient fortement associés, ouvrant la voie vers une discrimination chimique possible par des méthodes d'imagerie.

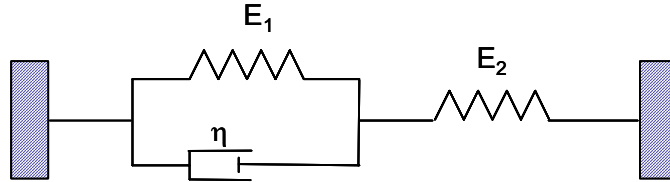
En résumé, les mesures morphométriques se sont révélées être de précieux indicateurs des amplitudes de mobilité pour les disques peu dégénérés et exempts de toute singularité pathologique. Bien que moins prononcée, une influence du rapport surface/hauteur a été détectée pour les caractéristiques viscoélastiques (fluage et relaxation). En revanche, aucun impact de la géométrie n'a pu être décelé sur les paramètres dynamiques. L'état de dégénérescence affectait particulièrement le comportement viscoélastique des disques, et dans une moindre mesure leurs amplitudes de mobilité. A nouveau, cet attribut était sans effet apparent au niveau de l'aspect dynamique. Enfin, les singularités pathologiques se manifestaient très fortement lors des essais de mobilité, modifiant de façon souvent erratique amplitudes et mouvements couplés. Leurs effets étaient plus modérés en fluage et relaxation, et non repérables en dynamique.

Toute réponse mécanique à une sollicitation est le complexe résultat de multiples contributions micro et macroscopiques. Ce travail a voulu tenir compte de l'histoire propre à chaque spécimen. Il a pu ainsi montrer que l'imagerie du disque intervertébral pouvait révéler des paramètres capables de quantifier, dans une certaine mesure, amplitudes de mobilité et paramètres viscoélastiques. Ceci laisse supposer qu'une transposition au domaine *in vivo* est possible. Ce transfert permettrait de fournir une caractérisation mécanique personnalisée du disque lombaire par des moyens non invasifs, un objectif à long terme dont la finalité est le bien-être du patient.

## ANNEXE A

### MODELES RHEOLOGIQUES EN FLUAGE ET RELAXATION

On cherche à simuler le fluage et la relaxation avec le modèle rhéologique suivant :



En fluage, les paramètres ( $E_{1f}$ ,  $E_{2f}$ ,  $\eta_f$ ) sont déterminés grâce à la méthode de Keller et al., dont les équations principales sont présentées ici. Ce calcul a été étendu, en utilisant les mêmes principes, à l'obtention des paramètres ( $E_{1r}$ ,  $E_{2r}$ ,  $\eta_r$ ) de relaxation.

Durant un essai de fluage, sous une contrainte constante  $\sigma_0$ , la déformation dépendante du temps  $\varepsilon(t)$  vaut :

$$\varepsilon(t) = \frac{\sigma_0}{E_{1f}} \left[ 1 - e^{-\frac{t E_{1f}}{\eta_f}} \right] + \frac{\sigma_0}{E_{2f}} \quad (1)$$

L'équation (1) est déduite des relations usuelles dictées par les ressorts et amortisseurs.

L'équation (1) réduite peut être réécrite :

$$\varepsilon(t) = \theta_{1f} \left[ 1 - e^{-\theta_{3f} t} \right] + \theta_{2f} e^{-\theta_{3f} t} \quad (2)$$

Avec :

$$\begin{aligned} E_{1f} &= \sigma_0 / (\theta_{1f} - \theta_{2f}) \\ E_{2f} &= \sigma_0 / \theta_{2f} \\ \eta_f &= E_1 / \theta_{3f} = \sigma_0 / [\theta_{3f}(\theta_{1f} - \theta_{2f})] \end{aligned} \quad (A)$$

De même, durant un essai de relaxation sous une déformation constante  $\varepsilon_0$ , la contrainte dépendante du temps  $\sigma(t)$  vaut :

$$\sigma(t) = \varepsilon_0 \times \left[ \frac{E_{1r}E_{2r}}{E_{1r} + E_{2r}} + \frac{E_{2r}^2}{E_{1r} + E_{2r}} e^{-t \frac{E_{1r} + E_{2r}}{\eta_r}} \right] \quad (3)$$

L'équation (3) peut être réduite à :

$$\sigma(t) = \theta_{1r} \left[ 1 + e^{-\theta_{3r}t} \right] + \theta_{2r} e^{-\theta_{3r}t} \quad (4)$$

Avec :

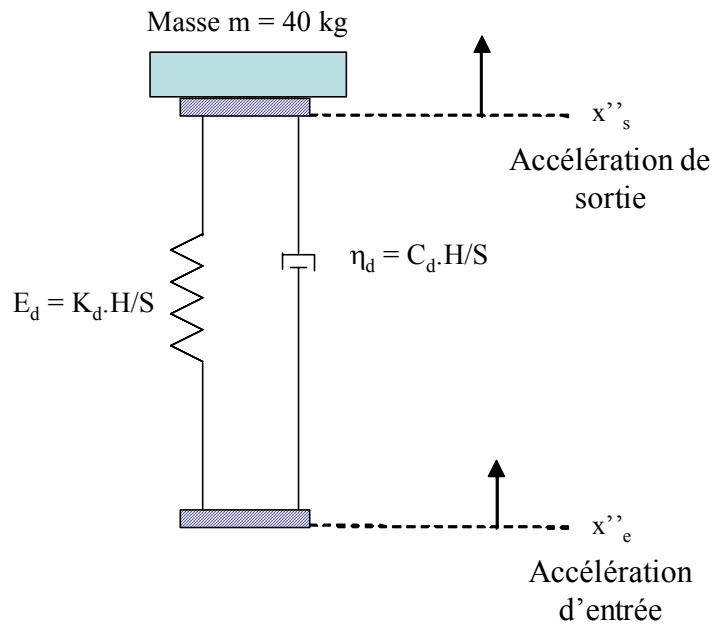
$$\begin{aligned} A &= \varepsilon_0 \frac{E_{1r}E_{2r}}{E_{1r} + E_{2r}} \quad ; \quad B = \varepsilon_0 \frac{E_{2r}^2}{E_{1r} + E_{2r}} \quad ; \quad \tau = \frac{\eta_r}{E_{1r} + E_{2r}} \\ A &= \theta_{1r} \\ B - A &= \theta_{2r} \\ \tau^{-1} &= \theta_{3r} \end{aligned} \quad (B)$$

En choisissant des valeurs initiales pour  $(\theta_{1f}, \theta_{2f}, \theta_{3f})$  et  $(\theta_{1r}, \theta_{2r}, \theta_{3r})$ , les équations de fluage et de relaxation (2) et (4) peuvent être décomposées en séries de Taylor ; une résolution par la méthode des moindres carrés peut alors être appliquée pour obtenir  $(\theta_{1f}, \theta_{2f}, \theta_{3f})$  et  $(\theta_{1r}, \theta_{2r}, \theta_{3r})$ . Les relations (A) et (B) fournissent finalement  $(E_{1f}, E_{2f}, \eta_f)$  et  $(E_{1r}, E_{2r}, \eta_r)$ .

## ANNEXE B

### MODELE RHEOLOGIQUE EN DYNAMIQUE

On cherche à simuler le comportement dynamique du disque intervertébral avec le modèle suivant :



Les paramètres  $(K_d, C_d)$  sont déterminés à partir de la connaissance de la transmissibilité  $(T)$  :

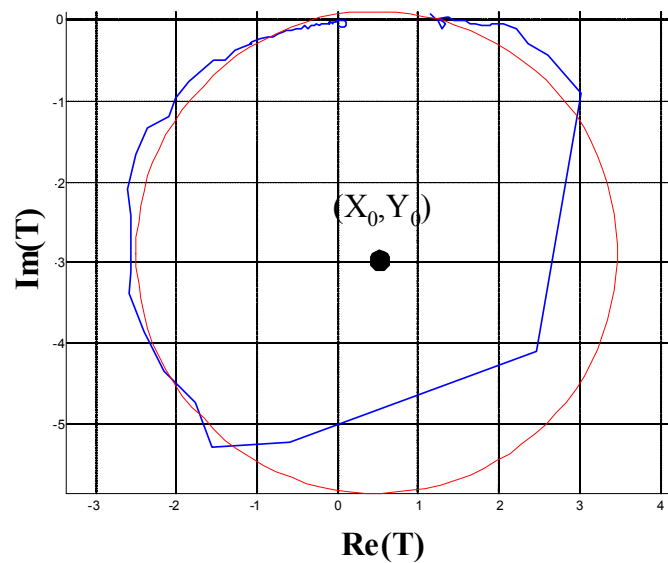
$$T = x''_s / x''_e.$$

Avec :  $x''_s =$  accélération de sortie

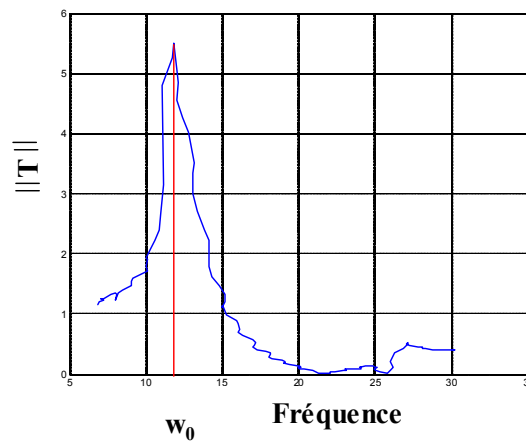
$x''_e =$  accélération d'entrée



Tout d'abord, le tracé de la partie imaginaire de la transmissibilité  $\text{Im}(T)$  en fonction de sa partie réelle  $\text{Re}(T)$  forme un cercle bruité de centre  $(X_0, Y_0)$ . Ce cercle bruité peut être approximé par un cercle parfait comme le montre l'exemple suivant :



Ensuite, le tracé du module de la transmissibilité en fonction de la fréquence fournit la fréquence de résonance  $w_0$ , correspondant au maximum du module. La Figure suivante illustre la détermination graphique de  $w_0$  :



En posant  $C_d = C_{0d}/w$  ( $w =$  pulsation), la résolution analytique de l'équation (A) donne :

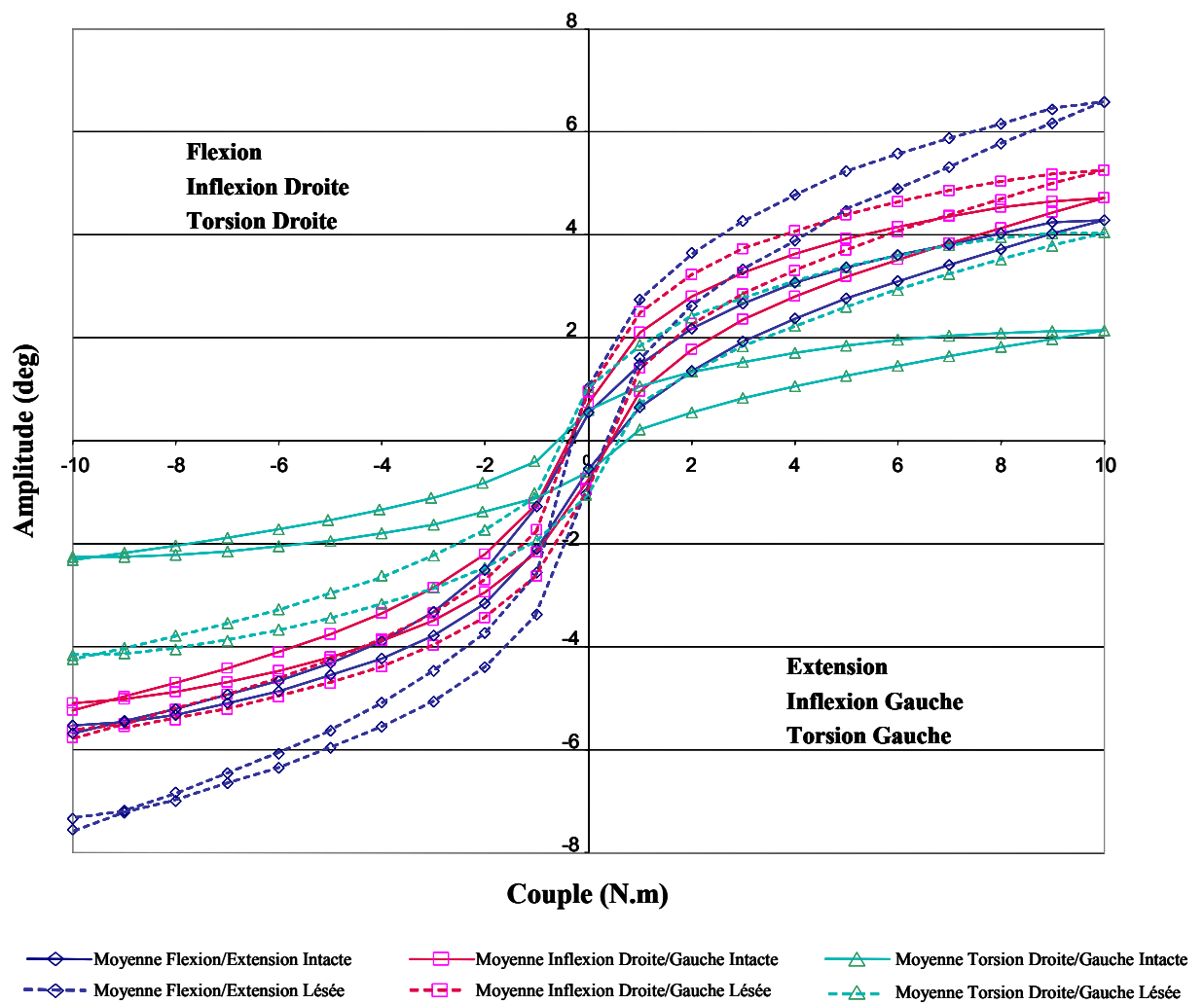
$$K_d = mw_0^2 \quad (\text{N/m})$$

$$C_{0d} = -\frac{1}{2}(K_d/Y_0) \quad (\text{N/m})$$

## ANNEXE C

### COURBES DE MOBILITE POUR L'ECHANTILLON ENTIER

Moyennes des mobilités pour les 22 disques lombaires, avant et après dissection des arcs postérieurs.



## **ANNEXE D**

### **THEORIE DE LA DOUBLE ENERGIE**

Afin de comprendre la technique de double énergie, un bref rappel de notions relatives aux rayons X est nécessaire.

#### **Les rayons X : spectre et interaction avec la matière**

##### **Répartition spectrale**

Découverts par William Röntgen en 1895, les rayons X ont trouvé une application immédiate dans l'imagerie médicale au travers de la radiologie dite « conventionnelle ». Les rayons X possèdent une énergie résultant du produit de la constante de Planck par leur fréquence. Dans le domaine médical, les énergies utilisées sont comprises entre 50 et 150 keV (avec  $1 \text{ eV} = 1,6 \cdot 10^{-19} \text{ J}$ ). Très pénétrants, ils affectent la couche profonde des atomes, ce qui engendre des effets biologiques très nocifs. Cet aspect leur vaut l'appellation de rayons ionisants.

Ils sont produits grâce à l'interaction entre des électrons accélérés et une cible de tungstène, et générés dans un tube contenant une anode et une cathode. Deux types de spectres sont créés à la sortie du tube :

- Un spectre continu (Bremstrahlung ou freinage), résultat de la collision entre les électrons incidents et les noyaux de tungstène ;
- Un spectre de raies, résultat de la collision entre les électrons incidents et les électrons des atomes de tungstène.

Le rayonnement de freinage se matérialise par un spectre continu d'énergies différentes, représentant la quantité de photons émis en fonction de leur énergie.

L'énergie maximale est limitée par celle de l'électron incident. Le spectre de raies prend des valeurs discrètes.

La Figure 40 représente un spectre schématique de rayons X formé avec les deux types d'interactions. L'énergie maximale correspond à la tension de pointe notée kVp. L'énergie moyenne du faisceau est obtenue en intégrant l'aire sous la courbe.

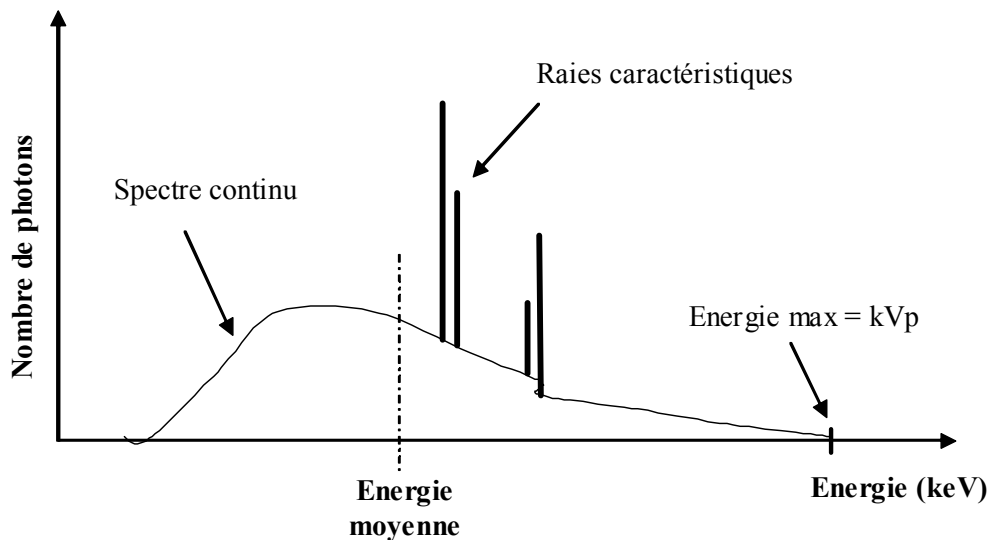


Figure 40 Spectre caractéristique d'un faisceau de rayons X

Si on place un filtre, représenté par un obstacle physique sur le parcours des rayons X (par exemple du cuivre), celui-ci va absorber une partie des photons et donc en diminuer le flux global. Les photons de basse énergie seront les plus faciles à arrêter, le spectre va donc être coupé à la façon d'un passe-haut. Ceci provoque un enrichissement relatif de l'énergie la plus haute, donc une augmentation de l'énergie moyenne du faisceau et une homogénéisation de celui-ci.

## **Interaction avec la matière**

Lorsqu'un rayonnement traverse un corps, il subit une atténuation qui varie en fonction de la nature du milieu et son épaisseur, et de l'énergie du faisceau de photons. Au niveau d'énergie considéré, deux phénomènes d'interaction sont possibles : l'effet photoélectrique et l'effet Compton. La production de paires n'a lieu qu'à des énergies supérieures à 1 MeV.

L'effet photoélectrique, prédominant aux basses énergies, engendre l'absorption totale du photon incident. En effet, celui-ci percute l'électron de la couche interne d'un atome, en lui conférant toute son énergie. L'électron est alors expulsé, et prend le nom de photo-électron. Un électron d'une orbitale supérieure, donc plus énergétique, vient prendre la place de l'électron expulsé. Ce saut s'accompagne de l'émission d'un photon, dit photon de fluorescence.

Dans l'effet Compton, ou diffusion incohérente, le photon incident percute cette fois un électron de la couche externe de l'atome, qui est éjecté. Le photon perd donc une partie de son énergie, et sa trajectoire est déviée. Contrairement à l'effet photoélectrique, l'interaction peut également se produire avec un électron libre. Les photons de plus haute énergie pourront éventuellement subir plusieurs diffusions incohérentes successives, le processus s'achevant finalement par une absorption photoélectrique. L'effet Compton, appelé aussi rayonnement diffusé, est responsable du flou d'image sur les clichés radiologiques.

Afin d'obtenir une mesure quantitative des interactions du photon avec la matière, la notion de coefficient d'atténuation est définie. Un faisceau de photons mono-énergétiques avec une intensité initiale  $I_0$ , pénétrant un matériau d'épaisseur  $x$ , possède à la sortie une intensité atténuée  $I$  telle que prédit par la loi de Beer.

La loi de Beer s'écrit :

$$I = I_0 \cdot e^{-\mu x}$$

L'intensité  $I$  est le nombre de photons franchissant l'unité de surface normale au faisceau par unité de temps. Elle décroît exponentiellement en fonction de l'épaisseur de matériau traversé. On définit ( $\mu$ ) comme étant le coefficient linéique d'atténuation du matériau, en  $\text{cm}^{-1}$ . Pour s'affranchir de l'état physique de celui-ci, on préfère manipuler le coefficient massique d'atténuation ( $\mu/\rho$ ) en  $\text{g}/\text{cm}^2$ , où  $\rho$  est la densité du matériau.

### **Méthode de double énergie**

La technique de double énergie consiste à prendre deux clichés radiographiques d'un même objet et sous une même incidence, à deux énergies différentes : haute et basse. La combinaison linéaire de ces deux images avec des pondérations convenablement choisies peut permettre d'éliminer ou de remplacer des structures tissulaires. Le contraste résultant, après suppression d'os par exemple, permet la visualisation des tissus mous.

La double énergie fut développée et présentée pour la première fois par Alvarez et Macovski [5] de l'université Stanford en 1976. Dans leur article, une application dédiée au CT scan, ils décomposent le coefficient massique d'atténuation dans une base de dimension deux, représentée par les effets Compton et photoélectrique. En 1981, les mêmes auteurs associés à Lehmann et Brody [53] étendent la méthode à la radiographie digitale, et mettent à jour ce qui deviendra la véritable technique de double énergie utilisée en mesure de densité minérale osseuse (DXA, Dual X-ray Absorptiometry), mammographie, et radiographie pulmonaire pour élimination des côtes. Outre l'aspect théorique revu en profondeur, avec notamment une évaluation

plus précise des fonctions d'énergie empiriques, ils présentent la méthode de soustraction ou de remplacement de structures par combinaison d'images, et introduisent l'aluminium et le PMMA (polyméthyle méthacrylate ou lucite) dans la phase de calibrage. Le ratio signal sur bruit est évalué, et une application pulmonaire est présentée.

Le principe repose sur le fait que chaque atténuation lue dans une image, caractérisée par son niveau de gris relatif, peut être décomposée comme étant l'atténuation de la somme d'une épaisseur de lucite, et d'une autre épaisseur d'aluminium. En d'autres mots, l'atténuation d'un faisceau de rayons X à travers un matériau M d'épaisseur  $x$  peut toujours être décomposée dans une base de dimension 2. Ces deux matériaux, lucite et aluminium, sont choisis en radiologie car le premier représente les tissus mous et le second l'os cortical en terme de numéro atomique (6.9 et 13 respectivement). La détermination des épaisseurs équivalentes de lucite et d'aluminium ne peut se faire qu'au travers d'un calibrage, en utilisant par exemple un step-wedge ou escalier formé de multiples superpositions différentes d'épaisseurs des deux matériaux. Les rayons X incidents et atténués n'étant pas mono-énergétiques, car formés d'un spectre continu et d'un spectre de raies, une approximation polynomiale est nécessaire. Ainsi, l'épaisseur de lucite équivalente  $A_1$  s'exprime comme une combinaison polynomiale des atténuations à haute ( $I_h$ ) et basse ( $I_b$ ) énergies de l'escalier :

$$A_1 = k_1 \log I_h + k_2 \log I_b + k_3 \log^2 I_h + k_4 \log^2 I_b + k_5 \log I_h I_b$$

L'épaisseur d'aluminium  $A_2$  s'exprime de la même façon, avec des coefficients  $k_i$  bien-sûr différents.  $I_b$ ,  $I_h$ ,  $A_1$  et  $A_2$  étant connus dans la phase de calibrage, il est possible de déterminer les coefficients  $k_i$  par la méthode des moindres carrés. La fonction polynomiale peut prendre diverses formes pour augmenter la précision. Une fois les  $k_i$  connus, les épaisseurs  $A_1$  et  $A_2$  peuvent être calculées pour l'objet étudié, puisque leurs  $I_b$  et  $I_h$  se lisent directement sur les deux clichés à basse et haute

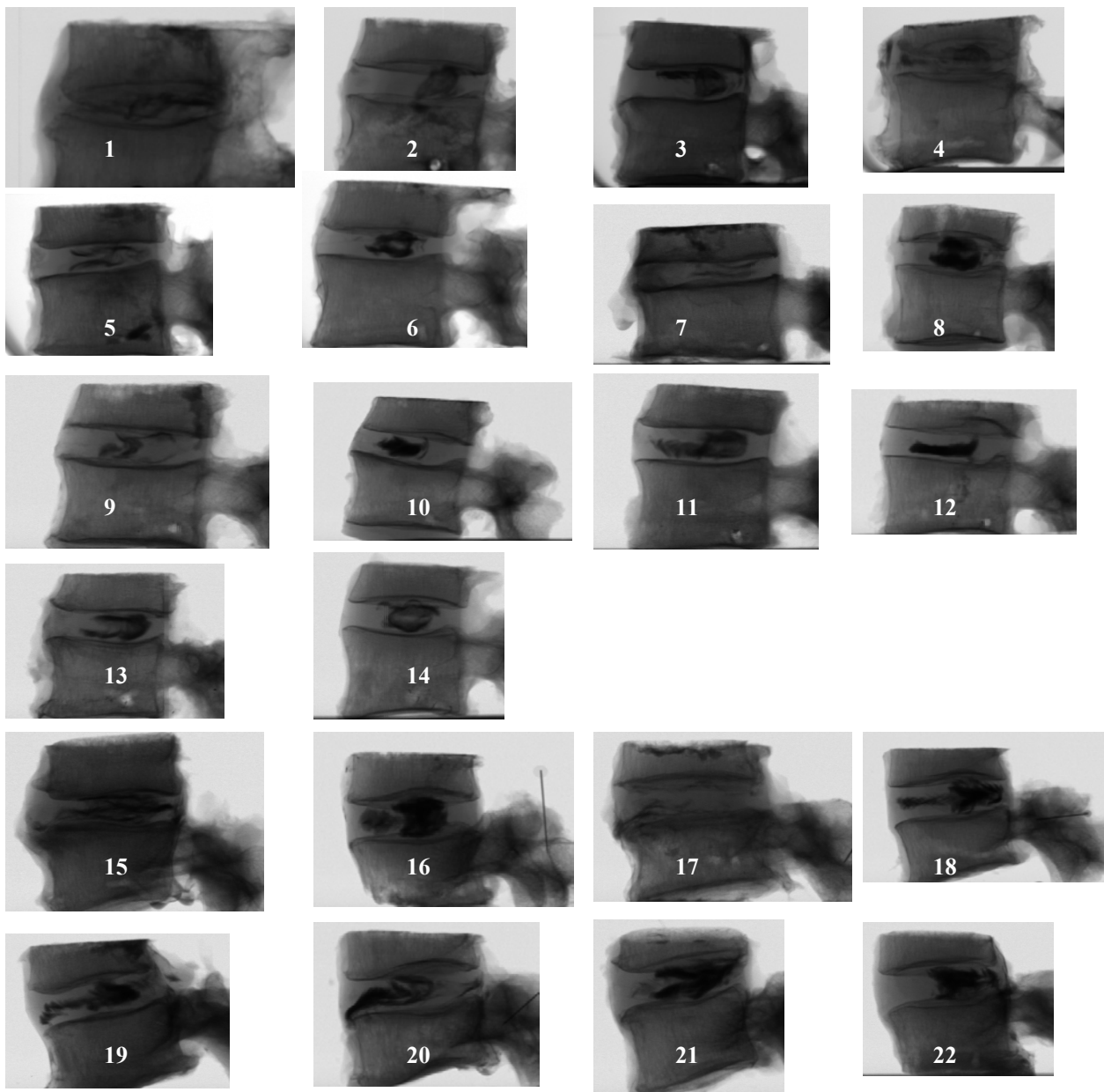


énergie. Ainsi, on reconstruit deux images représentant respectivement  $A_1$  et  $A_2$  sur chaque pixel : les images lucite et aluminium, appelées aussi images tissus mous-équivalent et images os-équivalent. Par des considérations géométriques, on peut montrer que des combinaisons linéaires de ces deux images permettent d'en reconstituer une troisième, où certaines structures peuvent disparaître ; cette manipulation augmente ainsi le contraste entre les structures restantes. D'autre part, Lehmann démontre que le rapport  $A_2/A_1$  relatif à l'objet radiographié ne dépend que de son numéro atomique  $Z$ , et d'autres constantes de la lucite et de l'aluminium. C'est la raison pour laquelle il est possible d'extraire, à partir de la connaissance de  $A_1$  et  $A_2$ , le numéro atomique de l'objet radiographié sur chaque pixel. On obtient alors l'image  $Z$ -équivalent.

## ANNEXE E

## DISCOGRAPHIES

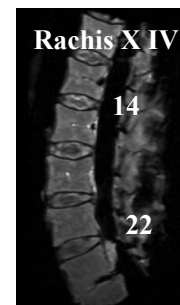
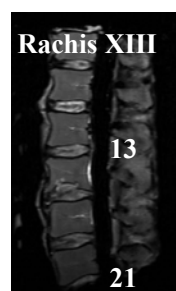
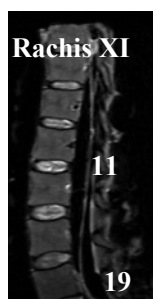
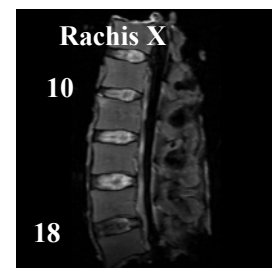
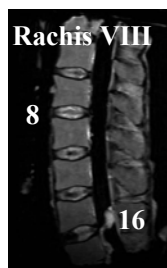
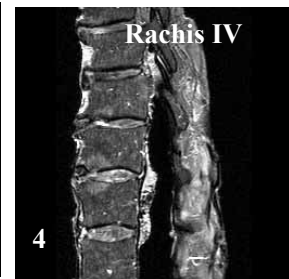
1 à 14 : niveaux L1-L2 ; 15 à 22 : niveaux L4-L5.



## ANNEXE F

## IRM T2

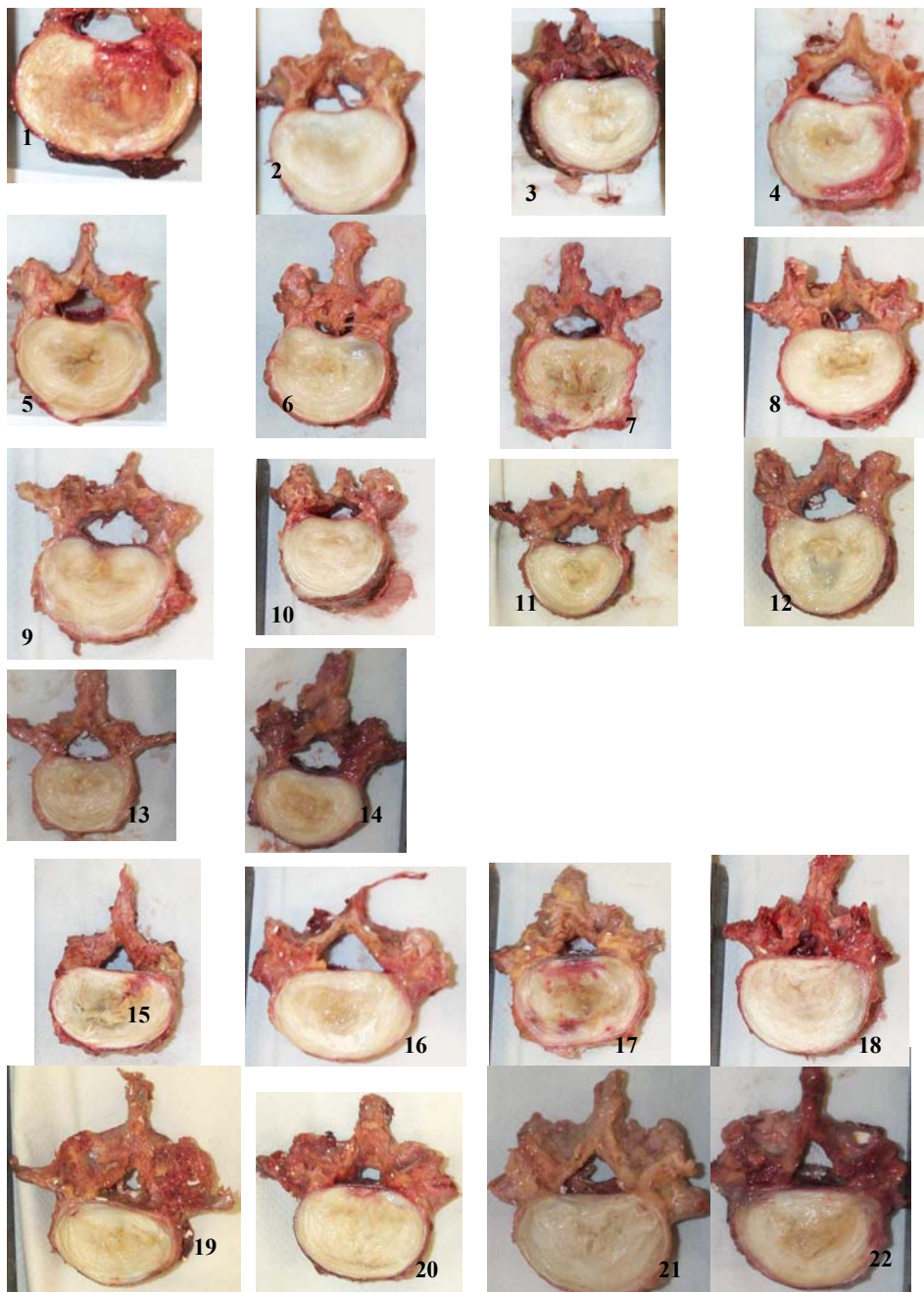
1 à 14 : niveaux L1-L2 ; 15 à 22 : niveaux L4-L5.



## ANNEXE G

## COUPES MACROSCOPIQUES

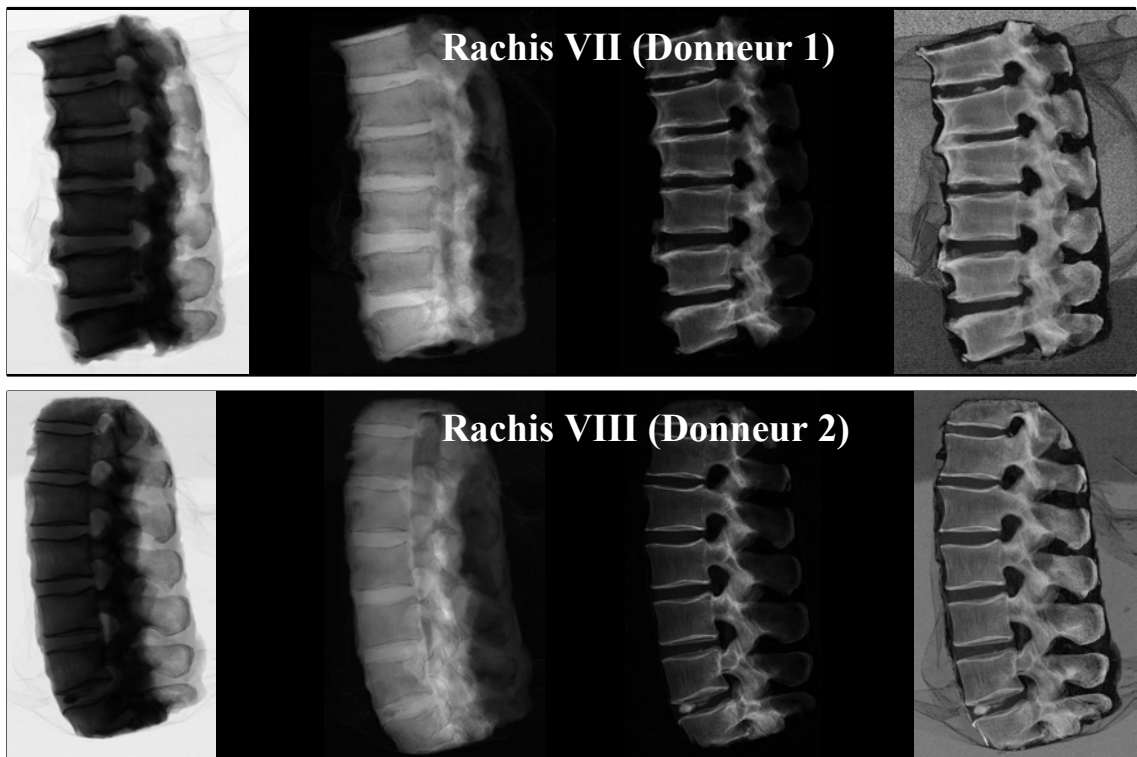
1 à 14 : niveaux L1-L2 ; 15 à 22 : niveaux L4-L5.

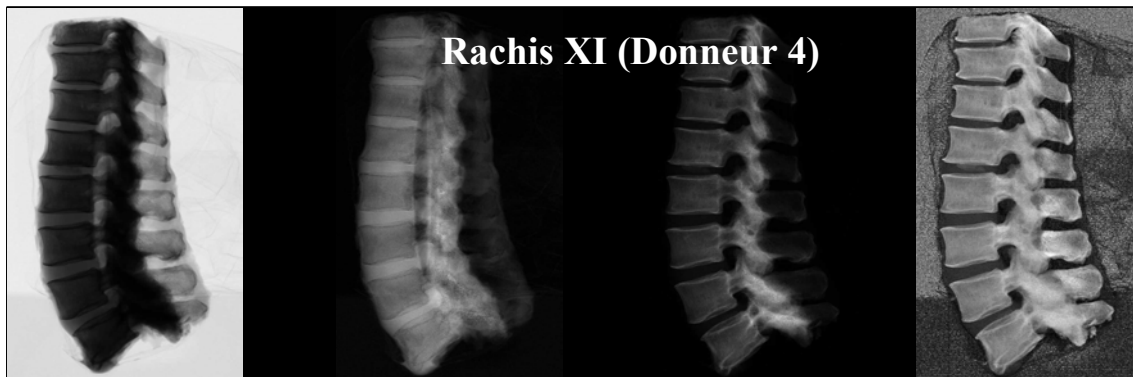
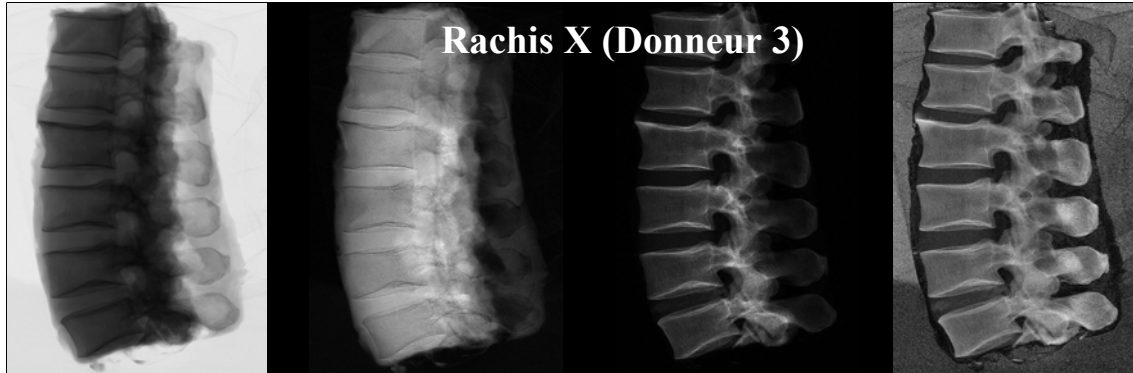


**ANNEXE H****RECONSTRUCTIONS DOUBLE ENERGIE**

Cinq rachis ont été reconstruits en double énergie, correspondant aux donneurs 1 à 5 définis dans le chapitre 6.

De gauche à droite : radio simple, tissus mous, os, Z.





**ANNEXE I**

**PREMIER ARTICLE**

## SPINAL IMAGING AND EVALUATION OF INTERVERTEBRAL DISC MOBILITY

S. Campana<sup>1,2</sup>, J. A. de Guise<sup>2</sup>, L. Rillardon<sup>1</sup>, D. Mitton<sup>1</sup>, W. Skalli<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Laboratoire de Biomécanique, ENSAM-CNRS, Paris, France, lbm@paris.ensam.fr

<sup>2</sup>Laboratoire de Recherche en Imagerie et Orthopédie, ETS-CHUM, Montréal, Québec, Canada

### ABSTRACT

**Study design.** An *in vitro* biomechanical and imaging protocol was conducted on human lumbar intervertebral discs. **Objectives.** To understand relationships between intervertebral discs mobility disparity and disc characteristics on medical imaging. **Summary of background data.** Effect of disc degeneration on mobility under loads has been demonstrated, but ranges of motion (ROMs) corridors of equally degenerated discs are usually very large. Other influencing factors such as lumbar level, morphometry or pathological features have seldom been studied, and never conjointly. **Methods.** Flexion/extension, lateral bending and torsion 10 N.m moments were applied on 22 intervertebral discs (14 L1-L2 and 8 L4-L5), with and without posterior elements. ROMs, coupling translations and rotations were recorded. Radiography, MRI, discography and macroscopic slices were obtained. Morphometric data were measured, disc degeneration was assessed, and pathological singularities were detected. **Results.** Mobility corridors for each spinal level in all loading modes were very large. For example, lateral bending ROMs within L1-L2 group ranged from 0.7 to 10.3 degrees. Abnormal behaviours such as excessive ROMs or extension greater to flexion were listed. In most cases, imaging could identify the reasons of these erratic behaviours (scoliosis, calcification, retrolisthesis, etc.). After discarding 6 discs carrying major anomalies, mobility corridors were reduced (min 2.8, max 6.3 degrees for the same L1-L2 lateral bending example), and geometrical relationship with lateral bending ROMs could be revealed. **Conclusions.** Although sex, age, and muscles were not taken into account, a significant proportion of mobility dispersion could be explained with images attributes.

### KEY WORDS

Lumbar intervertebral disc, biomechanics, imaging, torsion, bending, degeneration.

### INTRODUCTION

Due to its structural complexity, intervertebral disc (IVD) exhibits mechanical responses that are only partially clarified. Yet, a comprehensive idea of its behaviour is important to better understand low back pain factors and for relevant integration into numerical models used for biomechanical simulation or surgical planning<sup>1</sup>.

Aging and large daily loadings progressively damage the IVD. This phenomenon, namely disc degeneration (DD), has been profusely studied in literature<sup>2,3,5,21,29</sup>. It is characterized by biochemical changes mainly localized in the nucleus pulposus (decrease of water content and proteoglycans), which loses its gelatinous aspect. These alterations enforce the collagen network to sustain higher stress, hence initiating macroscopic radial or circumferential tears in the annulus fibrosus. Over a long period, these sequential events lead to volume and shape modifications, such as a loss of disc height. Extra-discal damage (osteoarthritis, osteophytes) can also appear. All these geometric, biochemical or structural changes probably influence the mechanical properties of the functional spinal units (FSUs).

Among the mechanical characterization fields, lumbar spinal mobility has been studied by numerous researchers<sup>18,19,24,27,30</sup>, although coupling motions have rarely been adjoined<sup>12,20</sup>. Many authors have evaluated DD impact on their results<sup>7,10,13,26</sup>, using classification grades derived from radiography, MRI, discography or macroscopic inspection. However, divergences can be noticed among investigators. For example, lateral bending ROM decreases with DD (macroscopic grading) in the study of Mimura et al.<sup>13</sup>, while it increases and then decreases with DD (cryomicrotome grading) in the study of Tanaka et al.<sup>26</sup>; moreover, degeneration grading issued from two distinct modalities does not necessarily produce identical conclusions on a single sample. For example, in the work of Mimura et al., macroscopic and radiographic grading produced dissimilar categories for flexion ROMs. Finally, differences within groups of discs are rarely statistically significant due to large experimental corridors; dispersion due to intrinsic individual behaviour can



overcome classifications derived from age, sex, lumbar level or degeneration grade<sup>16</sup>. Consequently, results heterogeneity observed in most studies first accounts for the difficulty to assess DD, and second suggests that degeneration is not the only factor that influences IVD behaviour.

The main objective of the present study was to explore most used imaging techniques for providing explanation elements to wide experimental mobility corridors, by using a multi-factorial approach based on an *in vitro* protocol and investigating the additional elements taking part in the lumbar mobility.

## MATERIALS AND METHODS

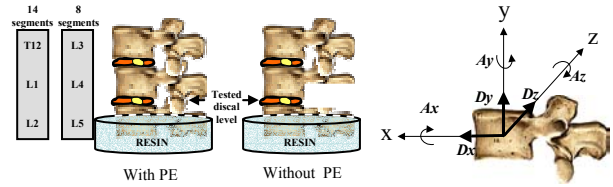
### Specimen preparation, imaging and mobility tests

Fourteen thoraco-lumbar segments (6 T10-L2 and 8 T12-L5) were obtained from human cadavers (6 females and 8 males, age from 55 to 93, mean 67) at the Center of body donation of the Saints-Pères (Paris, France) within 10 days after death. Vertebral bodies, posterior elements, IVDs and ligaments were carefully preserved.

Within 24 hours after harvesting, each specimen was radiographed (frontal and sagittal, ProtEos prototype, Biospace) at 70 kVp. Two lateral MRI sequences (SE T1 and TSE T2) were achieved on a 1.5 Tesla machine (Philips Intera), with a 2 mm slice thickness.

Anatomical units were then prepared for biomechanical experiments and 22 segments composed of 3 vertebrae and 2 IVDs were obtained by sawing the specimens. For each of the 22 units (14 T12-L1-L2 and 8 L3-L4-L5), the inferior semi-vertebral body was rigidly fixed in a cylinder filled with polyurethane resin; three screws were inserted radially to assure a good stability. Specimens were then moisturized and placed in an LBM-ENSAM specific 2TM spine-segment testing machine\* which allows to investigate the static behaviour of the inferior IVD belonging to the segment<sup>12</sup>. Flexion/extension, lateral bending and torsion moments (maximum 10 N.m) were applied on the upper vertebra with 1 N.m increments. The measurements of the 3 displacements (accuracy  $\pm 0.5$  mm) and 3 rotations (accuracy  $\pm 0.5^\circ$ ) components were achieved (Figure 1). They corresponded to the motion of the middle vertebra center (L1 or L4) with regard to the machine base. Posterior arch of the inferior IVD was then dissected, and tests were repeated. A total of 44 experiments were hence achieved at room temperature.

\* The test device and protocol are labelled by a quality certification NF EN ISO/CEI 17025



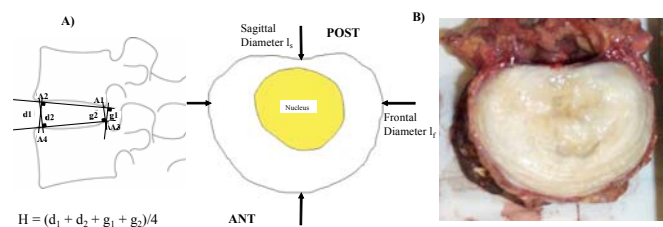
**FIGURE 1** - Specimen preparation for the mobility tests with and without posterior elements (PE); reference axis located as followed: Ax, Ay, Az = frontal, axial, sagittal rotations; Dx, Dy, Dz = postero-anterior, vertical, transverse translations.

After additional biomechanical experiments engendering no damage (static compression, creep, stress relaxation, dynamic compression) and which will not be detailed here, each IVD was finally discographed with a fine needle (type Chiba). After placing the needle in a central discal position, 1.5 to 2 cm<sup>3</sup> iodized contrast liquid was injected and sagittal radiographs were taken.

A maximum of 72 hours passed by between harvesting and discography; this part of the protocol thus took place without any freezing. Specimens were hence kept fresh and preserved at +5°C between each imaging stage or biomechanical experimentation. They were finally frozen at -20°C.

### Macroscopic inspection and morphometry

Specimens were thawed 7 days later during 8 to 10 hours at +5°C, sliced in their axial plane with a scalpel, measured with a caliper (frontal  $l_f$  and sagittal  $l_s$  diameters – Figure 2B), photographed and macroscopically inspected. Disc height (H) was directly measured on central MRI slices, with a method inspired by Farfan<sup>6</sup> – Figure 2A.



**FIGURE 2** - A) Disc height (H) calculation on MRI, based on A1, A2, A3 and A4 vertebrae corners; B) Measure of the frontal ( $l_f$ ) and sagittal ( $l_s$ ) diameters on the macroscopic slices.

### Degeneration grades and abnormalities

IVDs were classified by a single observer using degeneration scales coming from MRI T2 sequences<sup>8</sup>, discograms<sup>4</sup>, macroscopy<sup>15</sup> as detailed on Table 1. Osteophytes, MRI alterations<sup>14</sup>, herniations, calcifications, frontal asymmetries, discographic tears or any other abnormality were detected on the available images by the same observer.

TABLE 1 - Degeneration grades

MRI (Gibson)	G0	G1	G2	G3	G4
	Normal nuclear signal	→ Total loss of signal			
Discography (Coventry)	C1	C2	C3	C4	C5
	Cottocall	Lobular	Irregular	Fissured	Ruptured
Macroscopy (Nachemson)	M1	M2	M3	M4	
	Normal	Fibrous	Isolated fissures	Severe changes	

RESULTS

Mobility and coupling motions

Ranges of motion at 10 N.m in flexion, extension and right torsion for the 22 FSUs with posterior elements are shown on Figure 3.

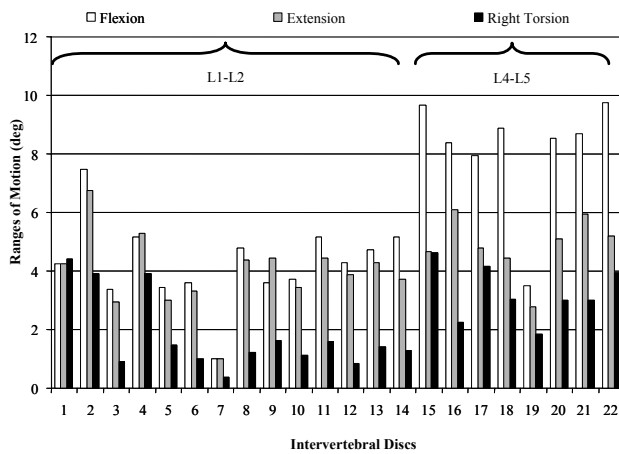


FIGURE 3 – Ranges of motion (10 N.m) in flexion, extension and right torsion for the 22 lumbar FSUs with posterior elements.

Mean, maximum and minimum ROM values at 10 N.m for the 22 FSUs belonging to both L1-L2 and L4-L5 levels are presented on Figure 4, with and without posterior elements.

Maximum difference between flexion and extension was less than 1.5 degrees for L1-L2 IVDs, while all L4-L5 specimens were more mobile in flexion than extension (maximum 5 degrees difference. Posterior arch resection (Table 2) resulted in uneven mobility augmentation according to the type of loading; it was particularly pronounced in torsion with more than 80% increase in mean value, followed by extension (half increase), flexion (one third increase) and lateral bending (10% increase). These augmentations were quite similar for L1-L2 and L4-L5 IVDs in flexion, lateral bending and torsion. However, they were larger for L4-L5 IVDs in extension (61% versus 48% for L1-L2).

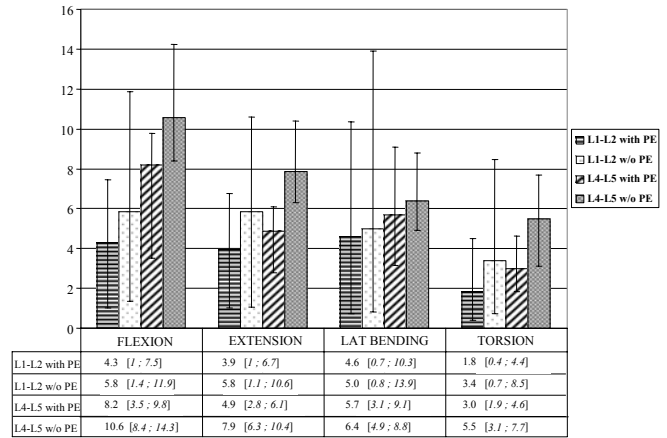


FIGURE 4 - Mean values [Min ; Max] in degrees of the ROMs measured for 14 IVDs L1-L2 and 8 IVDs L4-L5 loaded at 10 N.m, with and without posterior elements (PE); for lateral bending and torsion, mean values between right and left are presented.

TABLE 2 – Mean value of increase percentage  $(\frac{ROM_{w/o PE} - ROM_{with PE}}{ROM_{w/o PE}} \times 100)$  between ROM after and before posterior arch resection.

	Flexion			Extension			Lat. Bending			Torsion		
	5 N.m	7 N.m	10 N.m	5 N.m	7 N.m	10 N.m	5 N.m	7 N.m	10 N.m	5 N.m	7 N.m	10 N.m
L1-L2	21%	25%	37%	49%	47%	48%	15%	11%	9%	109%	97%	89%
L4-L5	30%	23%	29%	78%	69%	61%	15%	14%	13%	90%	87%	82%

Coupling translations and rotations are presented on Table 3. Generally, translations were small (less than 1 mm), except for postero-anterior translation during flexion/extension, and transverse translation during torsion.

TABLE 3 – Coupling translations (mm) and rotations (deg) measured during the experiments; Dx >0 : anterior direction ; Dy>0 : upper direction ; Dz>0 : right transverse direction ; Ax >0 : right (R) lateral bending ; Ay>0 : left (L) torsion ; Az>0 : extension.

			Flexion/Extension		Lat. Bending R/L		Torsion R/L	
			with PE	w/o PE	with PE	w/o PE	with PE	w/o PE
			Translations (mm)	Dx Postero-anterior	L1-L2	1.5/-1.5	1.5/-1.5	0/0
		L4-L5	2.5/-1.5	2/-1.5	0.5/0	0/0	-0.5/-0.5	-0.5/-1
	Dy Vertical	L1-L2	0/-0	0/-0.5	0.5/-0.5	0.5/-0.5	0/0	0/0
		L4-L5	-0.5/0	-0.5/0.5	0/0.5	0/0	0/0.5	0/0.5
	Dz Transverse	L1-L2	-0/0	-0.5/0.5	-0.5/-0	-0.5/-0.5	2.5/-2.5	4.5/-4.5
		L4-L5	0/-0	-0/-0.5	-0/-0.5	-0.5/-0	4/-3.5	7/-7
Coupling rotations (deg)	Az Sagittal	L1-L2			-0/0	-0/0.5	-0/-0.5	0.5/0.5
		L4-L5			-1/-1	-0/-0.5	-0.5/-1	0/0
	Ax Frontal	L1-L2	0/0	0.5/0			-0.5/0.5	-0.5/0.5
		L4-L5	0.5/0.5	0/0			1.5/-1	0.5/-0.5
	Ay Axial	L1-L2	0/-0	0/-0	0/-0	0/0		
		L4-L5	-0/0	-0/0	-0.5/0	-0.5/0		

Axial coupled rotations were negligible (less than 0.5 degrees) before and after posterior arch resection. In the intact configuration and whatever the loading (lateral bending or torsion, right or left), sagittal rotations were

small for L1-L2 IVDs (0.5 degree and less) and slightly higher for L4-L5 IVDs (approximately 1 degree) mainly in the direction of flexion rather than extension. Posterior resection tended to cancel the systematic flexion direction. Frontal rotations were small during flexion/extension, without any particular direction; in contrast, they were higher during torsion, and different according to the spinal level: right torsion induced left lateral bending for L1-L2 IVDs and right lateral bending for L4-L5 ones, and reciprocally. This result was preserved after posterior dissection.

### Singularities among the sample

**Herniations, Schmorl's nodes, calcifications, osteophytes and degeneration grades.** All specimens exhibited degeneration. Three Schmorl's nodes were detected; all belonged to mildly degenerated IVDs (C2 or C3 grades). Six over seven posterior herniations noticed by MRI were observed in severely fissured discs (C4 or C5 grades). Fifteen IVDs over 22 had osteophytes, represented within all degeneration grades; the 7 remaining specimens were either M2 (5) or M3 (2). Diffuse calcifications were observed in half of the IVDs: 5 M2, 4 M3, 2 M4. Over these 11 discs, 9 had osteophytes on the lower or upper vertebra of the FSU. Three IVDs showed asymmetry.

**Low ROM in the intact state.** Three IVDs ( $D_A$ ,  $D_B$ ,  $D_C$ ) were characterized by low ROM (Figure 5): two in the three types of loadings, one in torsion only. Disc  $D_A$  (L1-L2) had the smallest amplitude of the whole sample, never exceeding 1 degree in the intact state. An anterior ligamentous ossification was visible on the radiograph. Disc  $D_B$  (L4-L5) demonstrated ROMs approximately half of the mean amplitudes in the intact state; after resection, no abnormality was any more present. Radiography showed no posterior differentiation between articular facets, suggesting a fusion. As for  $D_C$  (L4-L5), its torsion ROM was 30% less than average, both in intact and injured state. Moreover,  $D_C$  had excessive postero-anterior translations in extension (-3 mm) and in flexion (4.5 mm). A large anterior intra-discal calcification could be seen in the radiograph.



**FIGURE 5** – Low ROM IVDs; Disc  $D_A$ : Anterior ligamentous ossification; Disc  $D_B$ : Articular facets fusion; Disc  $D_C$ : Intra-discal calcification

**Large ROM in the intact state.** Six identified discs ( $D_1$ ,  $D_2$ ,  $D_3$ ,  $D_4$ ,  $D_5$  and  $D_6$ ) had large ROMs during lateral bending; only three IVDs, extracted from this group, had

large ROMs during torsion ( $D_1$ ,  $D_2$  and  $D_3$ ); finally, a single disc ( $D_1$ ) was also very mobile during flexion/extension.

$D_4$  and  $D_5$  (L1-L2), highly mobile in lateral bending only (about 6 degrees), belonged to the less degenerated specimens of the sample; their frontal diameters were the smallest in the L1-L2 group, at 44 and 45 mm.  $D_6$  (L4-L5), mildly degenerated with asymmetric amplitudes between right and left bending (9 degrees versus 7.5 degrees), did not present visible defect on the imaging modalities; since asymmetry was restored after resection, it was probably caused by the articular facets.  $D_2$  and  $D_3$  (L1-L2) were affected by a severe degenerative right scoliosis; in flexion/extension, their ROMs were normal but higher than average axial rotation coupling (1 degree) was observed. Finally,  $D_1$  (L1-L2) showed maximum ROM in the three loading directions, with high and erratic coupling. MRI revealed a Modic II alteration in the antero-superior part of the L2 vertebra, and a postero-lateral herniation; nevertheless, macroscopic inspection did not demonstrate severe degeneration though discogram showed numerous tears.

### **Extension greater or equal to flexion, and absence of ROM increase after posterior arch resection.**

A single IVD had extension ROM larger than flexion one (1 degree difference); furthermore, posterior resection did not change flexion amplitude, when extension increased by 22%. After axial dissection, an osseous lateral bridge was observed, which was not detected by MRI or radiography. Apart from this specific disc, only two units had a flexion ROM exactly equal to extension ROM: scoliotic discs  $D_2$  and  $D_3$ . Finally, one IVD ( $D_R$ ) had no ROM increase in flexion in the injured state; in contrast, extension increase was abnormally high (10.5 degrees versus 6 degrees before injury).  $D_R$  was affected by a retrolisthesis coupled with a frontal asymmetry.

**Right/left asymmetries.** In lateral bending, perfect symmetrical motion was rare; 10% to 25% differences between right and left were usually observed. These asymmetries were slightly modified after posterior resection, except aggravations noticed for scoliotic discs  $D_2$  and  $D_3$ . During L1-L2 torsion, good symmetry was measured (less than 10% differences) except for  $D_2$  (20%). For L4-L5 units, axial asymmetries were much more marked (up to 45%) but disappeared almost totally after posterior elements lesion.

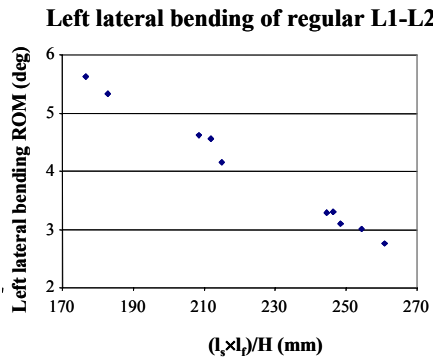
### **Exclusion of singular IVDs: study of the new sample**

By excluding the six more singular IVDs ( $D_1$ ,  $D_2$ ,  $D_3$ ,  $D_A$ ,  $D_B$ ,  $D_C$ ), mobility corridor in the new 16 specimens group (10 L1-L2 and 6 L4-L5) became narrower (Table 4).

**TABLE 4** – Mean values [Min ; Max] of ROM (degrees) for 16 IVDs (10 L1-L2 et 6 L4-L5) without major singularities, with and without posterior elements

	Flexion	Extension	Lat. Bending	Torsion
L1-L2 with PE	4.2 [3.4 ; 5.2]	3.8 [2.9 ; 4.4]	4.1 [2.8 ; 6.3]	1.2 [0.8 ; 1.6]
L1-L2 w/o PE	4.9 [3.6 ; 6.9]	5.4 [3.7 ; 7.6]	4.2 [2.9 ; 6.5]	2.4 [1.9 ; 3.1]
L4-L5 with PE	8.9 [8 ; 9.8]	5 [4.4 ; 5.9]	6.1 [4.4 ; 9.1]	3.4 [2.5 ; 4.6]
L4-L5 w/o PE	10.8 [8.4 ; 14.3]	7.9 [6.3 ; 10.4]	6.5 [4.9 ; 8.8]	6 [3.7 ; 7.7]

Considering the homogeneous L1-L2 group in the intact state, lateral bending ROM was fully correlated to the ratio  $(l_f \times l_s)/H$  (Figure 6,  $R^2 = 0.99$ ). Torsion seemed little affected by geometry.



**FIGURE 6** – Geometrical relationship involving ROM with posterior elements in lateral bending

## DISCUSSION

Apart from Yamamoto et al.<sup>30</sup>, few studies reported spinal mobility at 10 N.m with a lumbar level dissociation. Table 5 summarizes their results obtained for intact FSUs, close to the ROMs found in the present study. Unpublished data collected at the LBM (ENSAM, Paris) at 7 N.m are also presented. Posner et al.<sup>23</sup> reported statistically significant differences in flexion rotation between upper and lower lumbar levels, and non significant ones in extension. This is in agreement with the trend observed in this study between L1-L2 and L4-L5, respectively.

**TABLE 5** - ROM (degrees) in the intact state of IVDs from two different lumbar levels; from Yamamoto et al.<sup>30</sup> at 10 N.m and unpublished LBM (Paris) data at 7 N.m; n = number of IVDs.

	Flexion	Extension	Lat. bending	Torsion
L1-L2 Yamamoto n=10 – 10 N.m	5.8	4.3	5	2.3
L1-L2 LBM n=10 – 7 N.m	4.5	3.6	5.1	1.2
L4-L5 Yamamoto n=10 – 10 N.m	8.9	5.8	5.7	2.2
L4-L5 LBM n=42 – 7 N.m	8.2	4.6	5.9	2.6

Regarding coupling translations and rotations, good agreement was established with Panjabi et al.<sup>20</sup>. During left torsion, both studies measured right lateral bending

coupling for L1-L2 IVDs and left lateral bending coupling for L4-L5 IVDs. Two differences could nevertheless be observed. 1) During right or left lateral bending, transverse translation was mainly oriented to the right, when Panjabi et al. measured it to the left for left bending and reciprocally. 2) Left torsion induced left transverse translation and reciprocally whatever the lumbar level, Panjabi et al. found that translation to be in the same direction as the lateral bending coupling motion (i.e dependant on the level). In both studies, samples were necessarily distinct, but coordinate system origins were also different, explaining those discrepancies.

Adams et al.<sup>1</sup> determined that discal contribution for resisting extension was 41% ( $\pm 8$ ) for L1-L2 and 22% for L4-L5 ( $\pm 11$ ). Those values are confirmed in the present study, since mobility increase at 10 N.m after posterior arch lesion (spinous process, yellow ligament, articular facets) was 61% for L4-L5 and 48% for L1-L2, values almost independent on the imposed moment (Table 2). This observation disagrees with Tencer et al.<sup>27</sup>, who determined a 25% increase only in extension. But other mobility increase reported in the study of Tencer et al. correspond to our measurements, i.e 25% in flexion, 16% in lateral bending and 110% in torsion for L2-L3 et L4-L5 IVDs tested at 10 N.m.

Since measured values were close to those reported in literature, our lumbar sample could be considered as representative. Within it, minor anomalies were caused by one retrolisthesis indicated with radiography, and one osseous bridge detected by the macroscopic analysis only. Imaging could not establish the reason of  $D_6$  asymmetry; since it was restored after posterior resection, facets were probably the origin of the defect. Regarding major abnormalities, simple radiography could determine their main causes in five cases, by detecting two scoliosis engendering instability and hyper-mobility, one intra-discal calcification limiting the torsion motion, one anterior ossification blocking all mobility, and one posterior facet fusion limiting motion in the three directions. For the sixth disc ( $D_1$ ), MRI showed a Modic II alteration. This marrow change has not been yet correlated with biomechanical alterations<sup>14</sup>; however, one can not exclude another reason, non detectable by imaging, to be the source of  $D_1$  particularly erratic behaviour.

After exclusion of singular discs, a more homogeneous sample was created, and geometrical influences were revealed. Good correlations between  $(l_f \times l_s)/H$  and lateral bending had already been suggested in a finite element analysis<sup>17</sup>; however, such a link was not observed for flexion/extension, as a slant may exist due to posterior elements contribution. Geometrical relationships could not be observed for the more degenerated L4-L5 group, implying that tissue damage may overcome morphometric

influence. Finally, several studies<sup>7,13,18,24,26,28</sup> demonstrated increased torsion ROM with tears, this axial motion being less affected by geometry and more by DD than the others. The L1-L2 regular sample was homogeneously degenerated (C2 and C3 grades), hence no such a conclusion could be made.

As noticed earlier<sup>22</sup>, Schmorl's nodes were not detected in particularly degenerated discs; these intra-spongious herniations had no apparent impact on mobility. No convincing association could either be found between presence of osteophytes and ROM, as noted by Fujiwara et al.<sup>7</sup>. As for posterior herniations, Stokes et al.<sup>25</sup> emitted the hypothesis they could predispose to lateral asymmetries, which was not the case in this study. Furthermore, they were not increasing ROM as demonstrated by Goel et al.<sup>9</sup> who created them artificially.

Lumbar mobility is the result of a discal, ligamentous and osseous contribution through posterior apophyseal joints. The present study highlighted specific elements governing FSU mobility. A hierarchy could be observed regarding the respective influence of all of them: major singularities (scoliosis, large calcifications, ligament ossification, etc.) had the greatest consequences on ROM and coupling motions, sometimes generating instability; geometric characteristics were influent only within a homogeneous mildly degenerated group without singularities. At an intermediate level, facet joints and DD played an important role; posterior arch abnormalities could cause asymmetries and ROM limitations; severe DD prevailed on morphometric characteristics as shown within the L4-L5 group where no geometrical relationships could be observed. Collectively, those factors contribute to form the mechanical complexity of FSUs. Reasons for mobility disparity which were enlightened by the present study should be taken into account for future *in vitro* experimentations. Further *in vivo* studies with complementary criteria such as sex, age, global spinal morphology, sagittal balance and spinal muscles should allow a deeper understanding of spinal mobility.

#### ACKNOWLEDGEMENTS

The authors thank Dr. A. Feydy and the radiologists of the Beaujon Hospital (Paris, France), the Center of body donation of the Saints-Pères (Paris), J. Magnier, M. Thourot, L. Moraud, and Biospace company. This work was partly founded by Valorisation Recherche Québec, Fondation Canadienne pour l'Innovation and Fonds de la Recherche Technologique (N° 01B0171).

#### REFERENCES

1. Adams MA, Dolan P, Hutton WC. The lumbar spine in backward bending. *Spine* 1988;13:1019-26.
2. Adams MA, Freeman BJ, Morrison HP, et al. Mechanical initiation of intervertebral disc degeneration. *Spine* 2000;25:1625-36.
3. Buckwalter JA. Aging and degeneration of the human intervertebral disc. *Spine* 1995;20:1307-14.
4. Coventry MB, Ghormley RK, Kernohan JW. The intervertebral disc : its microscopic anatomy and pathology - Part I : Anatomy, development and physiology. *Journal of bone and joint surgery* 1945;27:105-12.
5. Coventry MB, Ghormley RK, Kernohan JW. The intervertebral disc : its microscopic anatomy and pathology - Part II : Changes in the intervertebral disc concomitant with age. *Journal of bone and joint surgery* 1945;27:233-47.
6. Farfan HF. Mechanical disorder of the low back. Lea and Febiger, Philadelphia 1973.
7. Fujiwara A, Lim TH, An HS, et al. The effect of disc degeneration and facet joint osteoarthritis on the segmental flexibility of the lumbar spine. *Spine* 2000;25:3036-44.
8. Gibson MJ, Buckley J, Mawhinney R, et al. Magnetic resonance imaging and discography in the diagnosis of disc degeneration. A comparative study of 50 discs. *J Bone Joint Surg Br* 1986;68:369-73.
9. Goel VK, Goyal S, Clark C, et al. Kinematics of the whole lumbar spine. Effect of discectomy. *Spine* 1985;10:543-54.
10. Gunzburg R, Parkinson R, Moore R, et al. A cadaveric study comparing discography, magnetic resonance imaging, histology, and mechanical behavior of the human lumbar disc. *Spine* 1992;17:417-26.
11. Lafage V, Dubousset J, Lavaste F, et al. 3D Finite element simulation of Cotrel-Dubousset correction. *Computer Aided Surgery* 2004;9:1-9.
12. Lavaste F, Asselineau A, Diop A, et al. Protocole expérimental pour la caractérisation de segments rachidiens et de matériels d'ostéosynthèse dorso-lombaires. *Rachis* 1990;2:435-46.
13. Mimura M, Panjabi MM, Oxland TR, et al. Disc degeneration affects the multidirectional flexibility of the lumbar spine. *Spine* 1994;19:1371-80.
14. Modic MT, Masaryk TJ, Ross JS, et al. Imaging of degenerative disk disease. *Radiology* 1988;168:177-86.
15. Nachemson A. Lumbar intradiscal pressure. Experimental studies on post-mortem material. *Acta Orthop Scand* 1960;Suppl 43:1-104.
16. Nachemson AL, Schultz AB, Berkson MH. Mechanical properties of human lumbar spine motion segments. Influence of age, sex, disc level, and degeneration. *Spine* 1979;4:1-8.
17. Natarajan RN, Andersson GB. The influence of lumbar disc height and cross-sectional area on the

- mechanical response of the disc to physiologic loading. *Spine* 1999;24:1873-81.
18. Oxland TR, Lund T, Jost B, et al. The relative importance of vertebral bone density and disc degeneration in spinal flexibility and interbody implant performance. An in vitro study. *Spine* 1996;21:2558-69.
  19. Panjabi MM. Experimental determination of spinal motion segment behavior. *Orthop Clin North Am* 1977;8:169-80.
  20. Panjabi MM, Oxland TR, Yamamoto I, et al. Mechanical behavior of the human lumbar and lumbosacral spine as shown by three-dimensional load-displacement curves. *J Bone Joint Surg Am* 1994;76:413-24.
  21. Pearce RH, Grimmer BJ, Adams ME. Degeneration and the chemical composition of the human lumbar intervertebral disc. *J Orthop Res* 1987;5:198-205.
  22. Pfirrmann CW, Metzdorf A, Zanetti M, et al. Magnetic resonance classification of lumbar intervertebral disc degeneration. *Spine* 2001;26:1873-8.
  23. Posner I, White AA, 3rd, Edwards WT, et al. A biomechanical analysis of the clinical stability of the lumbar and lumbosacral spine. *Spine* 1982;7:374-89.
  24. Schmidt TA, An HS, Lim TH, et al. The stiffness of lumbar spinal motion segments with a high-intensity zone in the annulus fibrosus. *Spine* 1998;23:2167-73.
  25. Stokes IA, Medlicott PA, Wilder DG. Measurement of movement in painful intervertebral joints. *Med Biol Eng Comput* 1980;18:694-700.
  26. Tanaka N, An HS, Lim TH, et al. The relationship between disc degeneration and flexibility of the lumbar spine. *The spine journal* 2001;1:47-56.
  27. Tencer AF, Ahmed AM, Burke DL. Some static mechanical properties of the lumbar intervertebral joint, intact and injured. *J Biomech Eng* 1982;104:193-201.
  28. Thompson RE, Pearcy MJ, Downing KJ, et al. Disc lesions and the mechanics of the intervertebral joint complex. *Spine* 2000;25:3026-35.
  29. Twomey L, Taylor J. Age changes in lumbar intervertebral discs. *Acta Orthop Scand* 1985;56:496-9.
  30. Yamamoto I, Panjabi MM, Crisco T, et al. Three-dimensional movements of the whole lumbar spine and lumbosacral joint. *Spine* 1989;14:1256-60.
-

**ANNEXE J**

**SECOND ARTICLE**

## VISCOELASTIC BEHAVIOUR OF LUMBAR INTERVERTEBRAL DISC IN RELATION WITH SPINAL IMAGING

S. Campana<sup>1,2</sup>, E. Charpail<sup>1</sup>, J. A. de Guise<sup>2</sup>, L. Rillardon<sup>1</sup>, W. Skalli<sup>1</sup>, D. Mitton<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Laboratoire de Biomécanique, ENSAM-CNRS, Paris, France, lbm@paris.ensam.fr

<sup>2</sup>Laboratoire de Recherche en Imagerie et Orthopédie, ETS-CHUM, Montréal, Québec, Canada

### ABSTRACT

Intervertebral disc's (IVD) viscoelastic behaviour includes hysteresis, creep and stress relaxation phenomena. Based on the same principles, they originate from the duality of connective tissues composed of solid and liquid phases. Though creep and compression have been extensively studied, few stress relaxation experiments have been reported. Furthermore, the links existing between them as well as their influencing factors are not clear. Therefore, the objectives of this study were to explore the relationships between static compression, creep and stress relaxation of lumbar IVDs, by considering the possibility of a unique rheologic model and to identify elements influence them. For that purpose, an *in vitro* protocol was carried out regarding 22 human IVDs (14 L1-L2 and 8 L4-L5); each unit was imaged (radiography, MRI, discography) and biomechanically tested with loading/unloading compressions, 10 minutes creep and 10 minutes relaxation under 400N load. Three-parameter rheologic models were used to simulate the experimental curves. Geometry was obtained, degeneration was assessed and macroscopic defects were detected. L1-L2 and L4-L5 IVDs showed similar viscoelastic behaviour. About one third of the initial load was relaxed, 0.2 mm creep was measured, hysteresis ratio was 18%. Creep deformation, percentage of load relaxed and hysteresis were inter-dependent. Rheologic parameters were correlated, but produced different modulus and damping values for creep and relaxation; creep model exhibited minor error (less than 1%) compared to relaxation (18% on the first 20 seconds, 1% after). Degeneration affected viscoelastic characteristics, but pathologic features had little influence. Physical relationships between the three mechanical responses were confirmed.

### KEY WORDS

Lumbar intervertebral disc, creep, stress relaxation, viscoelasticity, imaging, biomechanics.

### INTRODUCTION

In most biological tissues, time-dependent strains accumulate and restore themselves, while remaining reversible; this behaviour defines viscoelasticity, characterized by creep, relaxation and hysteresis. When subjected to long term loading, lumbar intervertebral discs (IVDs) are able to creep by progressively increasing their initial deformation. During stress relaxation, the load required to maintain a certain displacement decreases with time. Both phenomena continue until an equilibrium state is reached.

Pure axial compressive loading/unloading tests, abundantly reported in literature (Brown, et al., 1957; Hirsch, 1955; Hirsch and Nachemson, 1954; Virgin, 1951) led to more specific characterization of creep (Argoubi and Shirazi-Adl, 1996; Bass, et al., 1997; Kazarian, 1975; Keller, et al., 1987; Koeller, et al., 1986; Markolf and Morris, 1974; Smeathers, 1984) when stress relaxation has been more rarely studied (Begeman, et al., 1994; Holmes and Hukins, 1996; Panagiotacopoulos, et al., 1987). However, although issued from a similar physical phenomenon, compression, creep and relaxation have seldom been grouped in the same study (Markolf and Morris, 1974), and never explicitly connected except by Koeller et al. who brought hysteresis and creep together. Moreover, lumbar level influence has seldom been analyzed.

IVD owes its viscoelastic behaviour to the combination of a liquid phase (interstitial fluid composed of water, dissolved gas and small proteins) and a solid phase (collagen fibres and proteoglycans) (Mow, et al., 1990). In rheology, the first one can be related to a dashpot, and the second to a spring. Series and/or parallel association of several of these units can succeed in render the viscoelastic response of the connective tissue. Using those elements, creep modelling has been often performed (Burns, et al., 1984; Furlong and Palazotto, 1983; Keller, et al., 1987; Li, et al., 1995), but was hardly treated for stress relaxation experiments (Holmes and Hukins, 1996); consequently, no model simultaneously studied creep and relaxation.



Finally, disc degeneration effects on creep properties have been demonstrated, notably stating higher creep rates for more degenerated IVDs (Kazarian, 1975; Keller, et al., 1987; Li, et al., 1995). Hysteresis has been shown to be sensitive to freezing (Smeathers and Joanes, 1988), to vary with age and increase with intra-spongious herniations (Virgin, 1951). On the contrary, few influencing factors for stress relaxation have been reported.

In order to better understand the mechanisms of disc degeneration and to design disc substitutes, a deeper comprehension of spinal viscoelasticity is important.

Therefore, the objectives of the present study were to investigate the existence of relationships between quasi-static compression, creep and stress relaxation, especially by considering the possibility of a unique rheologic model, and to identify the elements influencing viscoelastic behaviour of intervertebral disc with the help of spinal imaging.

## MATERIALS AND METHODS

### Preparation, biomechanical testing and imaging

Within 10 days after death, fourteen human thoracolumbar spinal segments (6 T10-L2 and 8 T12-L5) were harvested. Donors (6 females and 8 males, mean age 67, from 55 to 93) originated from the Centre of body donation of the Saints-Pères (Paris). Soft tissues and osseous parts were carefully preserved.

After 24 hours, each specimen was radiographed (frontal and sagittal, ProtEos prototype, Biospace) and examined in MRI (sagittal, 2 mm slice thickness, Philips Intera) using two sequences SE T1 and TSE T2.

Following imaging, a total of 14 T12-L1-L2 and 8 L3-L4-L5 segments were obtained from the 14 initial specimens. For each of these 22 units, half of the lower vertebral body (L2 or L5) was embedded into polyurethane resin. Some mobility tests were then carried out, engendering no damage. Posterior arch was removed, and the central vertebra (L1 or L4) was sawed in its middle so as to leave parallel faces. Hence, 22 spinal functional units (FSUs) were prepared, composed of 14 L1-L2 and 8 L4-L5.

Every unit was immersed into a 37°C saline aqueous solution and placed in a compression machine (Instron 5500). Five successive loadings, including time, force and displacement record, were applied on the superior part of each vertebral body:

1) Preloading : 5 compressive loading/unloading experiments were performed up to 400 N and back to 0 N,

at 800 N/min. 2) Compression 1: a first compression, similar to those applied during preloading, was achieved on each FSU. 3) Creep: a constant 400 N load was maintained during 10 minutes and reached at 800 N/min; variations of displacement versus time were recorded. 4) Compression 2: after unloading, a second control compression identical to compression 1 was achieved. 5) Stress relaxation: 400 N load was applied again; the resulting displacement, reached at 50 mm/min, was maintained during 10 minutes; variations of load versus time were recorded.

After non-damaging dynamic compression experiments, each IVD was finally discographed with a fine needle. Contrast medium (1.5 to 2 cm<sup>3</sup>) was injected in the central part of the disc and sagittal radiograph was acquired. A maximum of 72 hours was necessary to achieve this part of the protocol. Specimens were hence kept fresh (no freezing), and preserved at +5°C between every imaging or mechanical testing stage. They were finally frozen at -20°C.

### Macroscopic inspection and morphometry

Specimens were thawed 7 days later during 8 to 10 hours at +5°C to be dissected in their transverse plane, photographed and inspected. Disc outline was drawn on tracing paper that was digitized at 300 dpi, and disc cross-sectional area (S) was calculated by pixels counting. Disc height (H) was measured on central MRI slices, and computed as the average between anterior and posterior heights (Farfan, 1973). These geometric data allowed the calculation of stress and strains, knowing loads and displacements.

### Degeneration grades and abnormalities

IVDs were classified by a single observer, according to degeneration grades stated by three different modalities (Table 1). The same observer also detected the presence of herniations, calcifications, osteophytes or any pathological feature.

TABLE 1 - Degeneration grades

MRI (Gibson, et al., 1986)	Gi0 Normal nuclear signal	Gi1	Gi2	Gi3	Gi4 Total loss of signal
Discography (Coventry, et al., 1945)	C1 Cottonball	C2 Lobular	C3 Irregular	C4 Fissured	C5 Ruptured
Macroscopy (Nachemson, 1960)	M1 Normal	M2 Fibrous	M3 Isolated fissures	M4 Severe changes	

### Modulus and stiffness

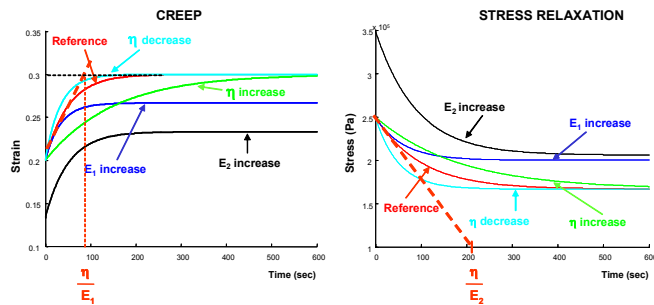
For each of the 4 loading types (compression 1, creep, compression 2, stress relaxation), nominal modulus ( $E_m$ ) in

MPa was calculated as the final slope of the stress/strain curve of ascendant load (from 0 to 400 N). It quantifies, independently of height or area, how hard it is to deform each IVD (Race, et al., 2000). Mean stiffness (Stiff) in N/mm, ratio between the 400 N load and the resulting displacement, was also obtained for the four loading types.

### Rheologic modelling

Creep and stress relaxation experiments were analyzed with a three-parameters rheologic model composed of one Kelvin body (one spring  $E_1$  and one dashpot  $\eta$  in parallel) placed in series with one spring  $E_2$ . Creep parameters ( $E_{1c}$ ,  $E_{2c}$ ,  $\eta_c$ ) were obtained using an analytic method defined earlier (Keller, et al., 1987). This method was extended to calculate the relaxation parameters ( $E_{1r}$ ,  $E_{2r}$ ,  $\eta_r$ ). Details are given in Appendix.

In both creep and stress relaxation, elastic modulus  $E_2$  represents the instantaneous deformation under the sudden load application while the Kelvin unit manages the slow time-dependent IVD's response. The influence of the three parameters variations is depicted on Figure 1, starting from a reference curve.



**FIGURE 1** – Influence of  $E_1$ ,  $E_2$  and  $\eta$  fluctuations on creep and stress relaxation responses, based on a reference curve; initial slopes can graphically lead to characteristic times  $\eta/E_1$  and  $\eta/E_2$ .

### Hysteresis

Compressive hysteresis (RE) was calculated as the ratio between energy dissipation and energy input, as described by Koeller et al. (1986); viscosity level could thus be evaluated since RE varies between 0 (elastic solid) and 1 (viscous fluid).

## RESULTS

### Geometric characteristics and degeneration

Mean disc height (H) for the L1-L2 IVDs was 7.6 mm (min 5.7, max 9.1) and 10.2 mm for the L4-L5 IVDs. Mean cross-sectional area (S) was 1483 mm<sup>2</sup> (min 1088,

max 1900) for L1-L2 and 1881 mm<sup>2</sup> (min 1583, max 2170) for L4-L5. Six L1-L2 discs showed moderate degeneration on discography and MRI (Gi1 or C2); the 8 others and the 8 L4-L5 units were quite equally distributed among higher scales (Gi2 to Gi4, C3 to C4).

### IVDs with abnormalities

Six IVDs were identified as affected by pathological singularities capable of altering their biomechanical behaviour:  $D_1$  (Modic II alteration (Modic, et al., 1988) and postero-lateral herniation),  $D_2$  and  $D_3$  (degenerative scoliosis),  $D_A$  (anterior ligamentous ossification),  $D_B$  (posterior fusion of articular facets) and  $D_C$  (large intradiscal calcification).

### Compression, creep and stress relaxation for non-singular discs

In this section, the six singular units were excluded for homogeneity reasons.

**TABLE 2** – Mean values [Min ; Max] for compressions 1 and 2 tests on 16 IVDs without major singularities.

	$d_{comp1}$ (mm)	$d_{comp2}$ (mm)	$Stiff_{comp1}$ (N/mm)	$Stiff_{comp2}$ (N/mm)	$E_{m\_comp1}$ (MPa)	$E_{m\_comp2}$ (MPa)	$RE_1$	$RE_2$
L1-L2 n = 10	1.3 [0.7;2]	1.3 [0.7;2.1]	353 [199;574]	339 [186;614]	5.6 [3.4;8.6]	6.1 [4.9;1]	0.18 [0.13;0.24]	0.17 [0.11;0.24]
L4-L5 n = 6	1.1 [0.6;1.9]	1.2 [0.7;2.2]	429 [212;679]	369 [186;556]	5.1 [4.1;6.4]	5.4 [4.3;6.3]	0.19 [0.13;0.24]	0.19 [0.14;0.24]

$d_{comp}$  = maximum displacement under 400 N;  $Stiff_{comp}$  = stiffness;  
 $E_{m\_comp}$  = nominal modulus;  $RE$  = hysteresis ratio;  $n$  = number of IVDs.

During static compression (Table 2), both levels exhibited the same type of behaviour. Displacement was slightly more than 1 mm and hysteresis ratio was about 18%. First and second static compressions produced similar results.

**TABLE 3** – Mean values [Min ; Max] for creep tests on 16 IVDs without major singularities.

	$d_{ini\_creep}$ (mm)	$Stiff_{creep}$ (N/mm)	$E_{m\_creep}$ (MPa)	$\Delta d_{creep}$ (mm)	$\Delta \epsilon_{creep}$ (%)	$d_{creep\_600s}$ (%)
L1-L2 n = 10	1.2 [0.6 ; 2]	360 [197 ; 693]	5.6 [3.5 ; 8.5]	0.2 [0.1 ; 0.2]	2.0 [1.1 ; 2.9]	13.1 [8.4 ; 17.3]
L4-L5 n = 6	1.2 [0.6 ; 1.9]	388 [207 ; 666]	5.1 [4.1 ; 6.1]	0.2 [0.2 ; 0.3]	2.4 [1.7 ; 3.7]	21.0 [15.8 ; 32.4]

$d_{ini\_creep}$  = instantaneous displacement under 400 N ;  $Stiff_{creep}$  = mean stiffness ;  $E_{m\_creep}$  = nominal modulus ;  $\Delta d_{creep}$  = creep displacement;  
 $\Delta \epsilon_{creep}$  = creep deformation ( $\Delta d_{creep}$  divided by disc height);  
 $d_{creep\_600s}$  = percentage of creep displacement compared to instantaneous displacement ;  $n$  = number of IVDs.

Creep displacement (Table 3) after 600 seconds was comparable for both lumbar levels (about 0.2 mm). It represented 13% (L1-L2) and 21% (L4-L5) of the instantaneous initial displacement.

During relaxation experiments (Table 4), initial stress was higher for L1-L2 (0.28 MPa) than for L4-L5 IVDs (0.21 MPa) owing to the cross-sectional areas differences. Percentage of load relaxed was very similar for both lumbar levels and reached about one third of the initial load after 600 seconds, i.e. 130 N.

**TABLE 4** – Mean values [Min ; Max] for stress relaxation tests on 16 IVDs without major singularities.

	$d_{mi\_relax}$ (mm)	$\sigma_{mi}$ (MPa)	$Stiff_{relax}$ (N/mm)	$E_{m\_relax}$ (MPa)	% Relaxed Load		
					%R <sub>30s</sub>	%R <sub>300s</sub>	%R <sub>600s</sub>
<b>L1-L2</b> n = 10	1.3 [0.7 ; 2.1]	0.28 [0.23 ; 0.37]	347 [188 ; 615]	7.7 [4.4 ; 11.5]	9.5 [4.0 ; 17.4]	22.8 [16.7 ; 32.4]	29.5 [22.0 ; 39.4]
<b>L4-L5</b> n = 6	1.0 [0.7 ; 1.3]	0.21 [0.18 ; 0.24]	423 [301 ; 571]	7.0 [5.3 ; 8.7]	11.3 [8.2 ; 17.3]	26.7 [22.8 ; 33.8]	34.2 [30.6 ; 41.3]

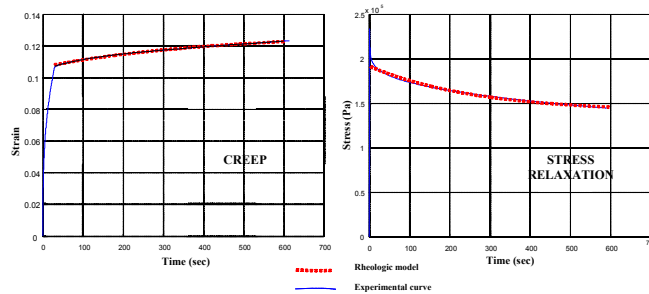
$d_{mi\_relax}$  = instantaneous displacement under 400 N;  $\sigma_{mi}$  = initial stress (400 N load divided by area S);  $Stiff_{relax}$  = mean stiffness ;  
 $E_{m\_relax}$  = nominal modulus ; %R<sub>30s</sub>, %R<sub>300s</sub>, %R<sub>600s</sub> = percentage of load relaxed compared to initial load at 30s, 300s et 600s, respectively;  
 n = number of IVDs.

Creep and compression tests were performed at the same loading rate and they produced similar nominal moduli (5 MPa order of magnitude). Stress relaxation experiments were achieved faster and nominal moduli were higher (more than 7 MPa).

**Rheologic modelling**

Rheologic results are given for the whole sample (22 IVDs).

Figure 2 shows a typical superimposition of the model on the experimental curve, in creep and relaxation, for a L4-L5 specimen. All discs gave similar curves.



**FIGURE 2** – Typical superimposition of the rheologic model on the experimental curve for creep and stress relaxation of a L4-L5 IVD;

Rheologic model provided an excellent simulation for experimental creep on the 0-600 seconds time-range, the

error being less than 1%. Stress relaxation model was able to simulate the experimental curves on the 20-600 seconds time-range (error less than 1%); but ( $E_{1r}$ ,  $E_{2r}$ ,  $\eta_r$ ) parameters could not satisfactorily reproduce the sudden stress relaxation beneath 20 seconds (Figure 2), with an 18% mean error on the 0-20 seconds range; for that reason,  $E_{2r}$  was underestimated and  $\eta_r$  was overestimated (see Figure 1).

Mean values of calculated ( $E_{1c}$ ,  $E_{2c}$ ,  $\eta_c$ ) and ( $E_{1r}$ ,  $E_{2r}$ ,  $\eta_r$ ) are presented on Table 5. Characteristic times for creep and relaxation were computed as the ratios  $\eta_c/E_{1c}$  and  $\eta_r/E_{2r}$  respectively. They were different and independent.

**TABLE 5** – Mean values [Min ; Max] of the three parameters  $E_1$ ,  $E_2$  and  $\eta$  for the 14 L1-L2 and the 8 L4-L5 IVDs in creep and relaxation; creep ( $\eta_c/E_{1c}$ ) and relaxation ( $\eta_r/E_{2r}$ ) characteristic times were calculated; n = number of IVDs.

	$E_1$ (MPa)	$E_2$ (MPa)	$\eta$ (GPa)	$\eta/E_1$ (sec)	$\eta/E_2$ (sec)
<b>Creep L1-L2</b> n = 14	10.2 [3.2 ; 19.7]	1.7 [0.9 ; 3.8]	4.4 [1.0 ; 9.7]	416 [303 ; 492]	
<b>Creep L4-L5</b> n = 8	8.2 [3.7 ; 14.6]	2.4 [0.9 ; 4.7]	3.9 [1.9 ; 5.8]	487 [391 ; 652]	
<b>Relaxation L1-L2</b> n = 14	4.2 [1.3 ; 9.9]	1.6 [0.7 ; 3.4]	1.6 [0.5 ; 4.1]		980 [625 ; 1600]
<b>Relaxation L4-L5</b> n = 8	4.7 [1.0 ; 8.0]	2.0 [0.7 ; 3.6]	1.9 [0.4 ; 3.3]		929 [609 ; 1457]

**Correlations**

Best correlation was found between both elastic elements  $E_{2c}$  and  $E_{2r}$  ( $R^2 = 0.93$ ).  $E_1$  and  $\eta$  were linearly linked in creep ( $R^2 = 0.88$ ) and stress relaxation ( $R^2 = 0.90$ ). Couples ( $E_{1c}$ ,  $E_{1r}$ ) and ( $\eta_c$ ,  $\eta_r$ ) were also correlated, with  $R^2 = 0.67$  and  $R^2 = 0.73$  respectively. Hysteresis ratio  $RE_1$  was not apparently linked with rheologic parameters, but it was correlated with %R<sub>30s</sub> ( $R^2 = 0.64$ ) and  $\Delta\epsilon_{creep}$  ( $R^2 = 0.69$ ). These two last values were also inter-dependent ( $R^2 = 0.74$ ) as shown on Figure 3. Finally, although the determination coefficient  $R^2$  was lower than 0.6 due to two distant IVDs, plot of  $RE_1$  versus  $\eta_c$  showed a linear trend (Figure 4).

**Imaging contribution**

Major singularities identified within the sample had little impact on the viscoelastic values (Figures 3 and 4); among the influences,  $D_A$  with anterior ossification had its instantaneous displacement reduced and  $D_C$  with intradiscal calcification showed small creep. Within L1-L2 IVDs and except  $D_A$ , the ratio  $d_{compl}/H$  increased with the severity of tears as revealed by discography, with a 16% (S.D. 4%) value for C2 and C3 graded discs and 28% (S.D. 6%) for C4 and C5 graded IVDs. Stiffness, nominal moduli and elastic elements  $E_2$  showed the opposite trend.

Degeneration homogeneity within the L4-L5 group (no C2 disc) could not lead to the same conclusions.

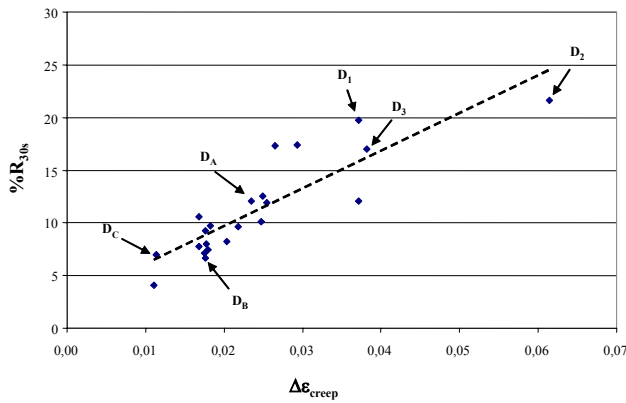


FIGURE 3 – Percentage of relaxed load after 30 seconds  $\%R_{30s}$  versus creep strain  $\Delta\epsilon_{creep}$ ; singular IVDs are shown.

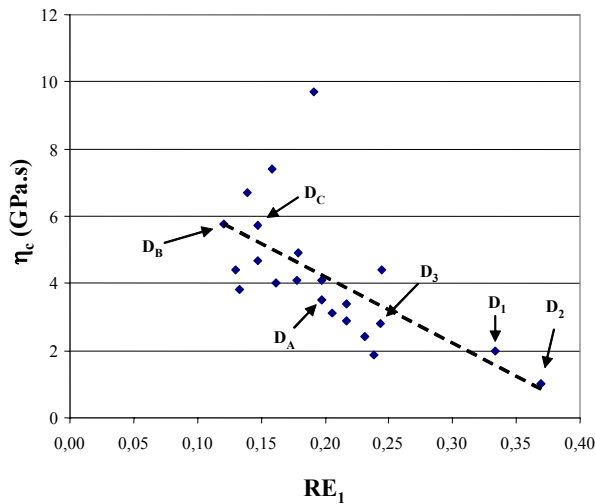


FIGURE 4 – Hysteresis ratio  $RE_1$  versus creep viscous element  $\eta_c$ ; singular discs are shown.

Rheologic parameters  $E_1$  and  $\eta$  (creep and relaxation) exhibited a marked trend to be smaller in severely degenerated IVDs (MRI grading), and within discs having a higher S/H ratio. MRI degeneration grades also influenced hysteresis ratio RE (Figure 5). Moreover, among the 6 IVDs graded Gi1, two of them had a Schmorl’s node; these two units had the highest RE (0.20 and 0.24) versus a mean value of 0.17 for the 4 others.

Macroscopic classification did not lead to clearly distinct group formation for viscoelastic values, as did MRI classification. On the contrary, discography and MRI produced close categories.

DISCUSSION

When a load is maintained on an IVD, a pressure gradient appears that initiates fluid motion (Mow, et al., 1990); a large amount of this fluid is extruded. However, resistance is opposed to the flow due to the friction forces through the solid matrix, resulting in a viscous dissipation. Since delayed, mechanical responses are therefore time-dependent. Damping is the result of IVD’s ability to dissipate mechanical energy into heat, a phenomenon that is directly responsible for hysteresis. The instantaneous elastic deformation is caused by a rearrangement of collagen fibres network (Hickey and Hukins, 1980). Correlations revealed between hysteresis, creep strain and percentage of load relaxed, between creep damping and hysteresis, and independence of  $E_2$  with regard to  $E_1$  and  $\eta$  hence followed logical physical coherence.

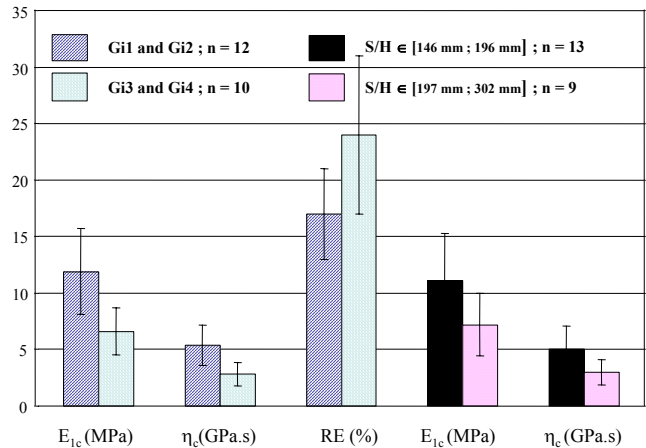


FIGURE 5 – Influence of degeneration (MRI grading) on creep and hysteresis parameters, and of S/H on creep parameters only (S = surface; H = disc height); mean values are presented  $\pm 1$  standard deviation; n = number of IVDs.

Although the applied load (100 N), the tested level (thoracic) and the creep duration (120 minutes) were different in a previous work (Kazarian, 1975), reported disc height loss during creep (between 0.3 and 0.5 mm) was the same order of magnitude as the present study. Similarly, Markolf and Morris (Markolf and Morris, 1974) measured a relaxed load of about 300 N for a 1100 N initial load, i.e. a proportion that is comparable to the results presented here.

Although L4-L5 group was more degenerated than L1-L2 one, in agreement with measures performed earlier (Miller, et al., 1988), both levels had very similar viscoelastic characteristics. Koeller (Koeller, et al., 1986) also reported no differences between thoracic and lumbar levels for hysteresis RE and creep strain.

Nominal moduli increased with loading rate, as demonstrated earlier on porcine and bovine tails (Ohshima, et al., 1995; Race, et al., 2000). During creep, loading rate was 800 N/min (i.e about 8 kPa/sec) and during stress relaxation it was 50 mm/min (i.e about 150 kPa/sec). Under a 400 N load (0.23 MPa), Race (Race, et al., 2000) reported about 4 MPa and 6 MPa nominal moduli for these two loading rates, versus 5 MPa and 7 MPa in this study. Hence, modulus increase with loading rate showed a similar trend.

Relaxation rheologic parameters could not be confronted to literature, but creep elastic and viscous elements favourably compared with Keller et al. results, despite preservation of posterior arch and smaller applied load (253 N) in their study. It can be noticed that posterior elements removal slightly alters mechanical compression (Hirsch and Nachemson, 1954; Kasra, et al., 1992; Tencer, et al., 1982).  $E_{2c}$  and  $E_{2r}$  values were very close, though  $E_{2r}$  was underestimated by the rheologic model unable to precisely predict the first seconds of stress relaxation. This Young modulus seemed therefore to correctly characterize the soft tissue and its properties during a sudden load application. On the contrary, discrepancies between  $E_{1c}$  et  $E_{1r}$  on one side and  $\eta_c$  et  $\eta_r$  on the other side suggested that if creep and stress relaxation originate from the same physical phenomenon, the three-parameter model does not enclose enough complexity to characterize IVD double behaviour alone. Simultaneous exploitation of both creep and relaxation curves could be a good choice to reach a plain rheologic description.

As expected, the presence of tears in the collagen network influenced instantaneous deformation; Hirsch and Nachemson (1954) demonstrated that this phenomenon was more evident with a higher load (1000 N). Moreover, in agreement with earlier studies (Keller, et al., 1987; Li, et al., 1995),  $E_1$  and  $\eta$  decreased when disc degeneration increased (Figure 5). Thus, for more degenerated IVDs, creep strain and percentage of relaxed load were higher, whereas equilibrium states were reached more rapidly (see Figure 1). Degeneration also resulted in more hysteresis. MRI signal informs about hydration within the IVD (Morgan and Saifuddin, 1999; Terti, et al., 1991); therefore, these results suggest that more dehydrated discs (Gi3 and Gi4) had less damping capabilities than the others (Gi1 and Gi2).

Major pathological singularities, identified as macroscopic extra-discal structures, had little incidence on the quasi-static IVD behaviour, i.e. on internal dissipation; this observation is corroborated by the moderate aptitude of macroscopic grading to categorize the parameters into distinct trend groups. On one hand Koeller et al., using this grading, had found no effect on

their creep results; but on the other hand, all the degeneration effects reported by Keller et al. and Li et al. were based on macroscopic inspection. Our study demonstrates that care should be taken of the degeneration grading choice.

## ACKNOWLEDGEMENTS

The authors thank Dr. A. Feydy and the radiologists of the Beaujon Hospital (Paris, France), the Center of body donation of the Saints-Pères (Paris), J. Magnier, S. Laporte, M. Thourot, L. Moraud, and Biospace company. This work was partly founded by Valorisation Recherche Québec, Fondation Canadienne pour l'Innovation and Fonds de la Recherche Technologique (N° 01B0171).

## APPENDIX

### *Creep and relaxation rheologic parameters*

A three-parameter model was proposed to simulate creep and stress relaxation experiments, with one Kelvin body (one spring  $E_1$  and one dashpot  $\eta$  in parallel) placed in series with one spring  $E_2$ . For creep, ( $E_{1c}$ ,  $E_{2c}$ ,  $\eta_c$ ) parameters were determined by the method proposed by Keller et al., 1987. Main equations are summarized here. Extended calculation using the same principles led to obtain the ( $E_{1r}$ ,  $E_{2r}$ ,  $\eta_r$ ) relaxation parameters.

During creep, under a constant  $\sigma_0$  stress, time-dependent strain  $\varepsilon(t)$  can be derived from damping and spring relationships as:

$$\varepsilon(t) = \frac{\sigma_0}{E_{1c}} \left[ 1 - e^{-t \frac{E_{1c}}{\eta_c}} \right] + \frac{\sigma_0}{E_{2c}} \quad (1)$$

$E_{1c}$ ,  $E_{2c}$  = creep moduli  
 $\eta_c$  = creep viscosity

New parameters ( $\theta_{1c}$ ,  $\theta_{2c}$ ,  $\theta_{3c}$ ) are defined so that equation (1) can be reduced to:

$$\varepsilon(t) = \theta_{1c} \left[ 1 - e^{-\theta_{3c} t} \right] + \theta_{2c} e^{-\theta_{3c} t} \quad (2)$$

$$\begin{aligned} E_{1c} &= \sigma_0 / (\theta_{1c} - \theta_{2c}) \\ E_{2c} &= \sigma_0 / \theta_{2c} \\ \eta_c &= E_1 / \theta_{3c} = \sigma_0 / [\theta_{3c} (\theta_{1c} - \theta_{2c})] \end{aligned} \quad (A)$$

Similarly, during stress relaxation under a constant  $\varepsilon_0$  strain, time-dependent stress  $\sigma(t)$  is:

$$\sigma(t) = \varepsilon_0 \left[ \frac{E_{1r}E_{2r}}{E_{1r} + E_{2r}} + \frac{E_{2r}^2}{E_{1r} + E_{2r}} e^{-\frac{t}{\eta_r} \frac{E_{1r} + E_{2r}}{\eta_r}} \right] \quad (3)$$

$E_{1r}, E_{2r}$  = relaxation moduli  
 $\eta_r$  = relaxation viscosity

New parameters ( $\theta_{1r}, \theta_{2r}, \theta_{3r}$ ) are defined so that equation (3) can be re-written:

$$\sigma(t) = \theta_{1r} \left[ 1 + e^{-\theta_{3r}t} \right] + \theta_{2r} e^{-\theta_{3r}t} \quad (4)$$

With:

$$A = \varepsilon_0 \frac{E_{1r}E_{2r}}{E_{1r} + E_{2r}}$$

$$B = \varepsilon_0 \frac{E_{2r}^2}{E_{1r} + E_{2r}}$$

$$\tau = \frac{\eta_r}{E_{1r} + E_{2r}}$$

$$\begin{aligned} A &= \theta_{1r} \\ B - A &= \theta_{2r} \\ \tau^{-1} &= \theta_{3r} \end{aligned} \quad (B)$$

After choosing initial values for ( $\theta_{1c}, \theta_{2c}, \theta_{3c}$ ) and ( $\theta_{1r}, \theta_{2r}, \theta_{3r}$ ), creep and relaxation (2) and (4) equations were decomposed in Taylor series (see (Keller, et al., 1987) for more details) and mean square resolution was performed to get ( $\theta_{1c}, \theta_{2c}, \theta_{3c}$ ) and ( $\theta_{1r}, \theta_{2r}, \theta_{3r}$ ). Relations (A) and (B) could finally lead to ( $E_{1c}, E_{2c}, \eta_c$ ) and ( $E_{1r}, E_{2r}, \eta_r$ ).

## REFERENCES

Argoubi, M., Shirazi-Adl, A., 1996. Poroelastic creep response analysis of a lumbar motion segment in compression. *J Biomech* 29, 1331-9.

Bass, E. C. Duncan, N. A. Hariharan, J. S. Dusick, J. Bueff, H. U., Lotz, J. C., 1997. Frozen storage affects the compressive creep behavior of the porcine intervertebral disc. *Spine* 22, 2867-76.

Begeman, P. C. Visarius, H. Nolte, L. P., Prasad, P., 1994. Viscoelastic shear responses of the cadaver hybrid III lumbar spine. 38th Stapp Conference 1-10.

Brown, T. Hansen, R. J., Yorra, J., 1957. Some mechanical tests on the lumbosacral spine with particular

reference to the intervertebral disc. *Journal of bone and joint surgery* 39A, 1135-44.

Burns, M. L. Kaleps, I., Kazarian, L. E., 1984. Analysis of compressive creep behavior of the vertebral unit subjected to a uniform axial loading using exact parametric solution equations of Kelvin-solid models--Part I. *Human intervertebral joints. J Biomech* 17, 113-30.

Coventry, M. B. Ghormley, R. K., Kernohan, J. W., 1945. The intervertebral disc : its microscopic anatomy and pathology - Part I : Anatomy, development and physiology. *Journal of bone and joint surgery* 27, 105-12.

Farfan, H. F., 1973. Mechanical disorder of the low back. Lea and Febiger, Philadelphia

Furlong, D. R., Palazotto, A. N., 1983. A finite element analysis of the influence of surgical herniation on the viscoelastic properties of the intervertebral disc. *J Biomech* 16, 785-95.

Gibson, M. J. Buckley, J. Mawhinney, R. Mulholland, R. C., Worthington, B. S., 1986. Magnetic resonance imaging and discography in the diagnosis of disc degeneration. A comparative study of 50 discs. *J Bone Joint Surg Br* 68, 369-73.

Hickey, D. S., Hukins, D. W., 1980. Relation between the structure of the annulus fibrosus and the function and failure of the intervertebral disc. *Spine* 5, 106-16.

Hirsch, C., 1955. The reaction of intervertebral discs to compression forces. *Journal of bone and joint surgery* 37A, 1188-96.

Hirsch, C., Nachemson, A., 1954. New observations on the mechanical behavior of lumbar disc. *Acta Orthop Scand* 23, 254-83.

Holmes, A. D., Hukins, D. W., 1996. Analysis of load-relaxation in compressed segments of lumbar spine. *Med Eng Phys* 18, 99-104.

Kasra, M. Shirazi-Adl, A., Drouin, G., 1992. Dynamics of human lumbar intervertebral joints. Experimental and finite-element investigations. *Spine* 17, 93-102.

Kazarian, L. E., 1975. Creep characteristics of the human spinal column. *Orthop Clin North Am* 6, 3-18.

Keller, T. S. Spengler, D. M., Hansson, T. H., 1987. Mechanical behavior of the human lumbar spine. I. Creep analysis during static compressive loading. *J Orthop Res* 5, 467-78.

Koeller, W. Muehlhaus, S. Meier, W., Hartmann, F., 1986. Biomechanical properties of human intervertebral discs subjected to axial dynamic compression--influence of age and degeneration. *J Biomech* 19, 807-16.

Li, S. Patwardhan, A. G. Amirouche, F. M. Havey, R., Meade, K. P., 1995. Limitations of the standard linear solid model of intervertebral discs subject to prolonged loading and low-frequency vibration in axial compression. *J Biomech* 28, 779-90.

Markolf, K. L., Morris, J. M., 1974. The structural components of the intervertebral disc. A study of their contributions to the ability of the disc to withstand compressive forces. *J Bone Joint Surg Am* 56, 675-87.

- Miller, J. A. Schmatz, C., Schultz, A. B., 1988. Lumbar disc degeneration: correlation with age, sex, and spine level in 600 autopsy specimens. *Spine* 13, 173-8.
- Modic, M. T. Masaryk, T. J. Ross, J. S., Carter, J. R., 1988. Imaging of degenerative disk disease. *Radiology* 168, 177-86.
- Morgan, S., Saifuddin, A., 1999. MRI of the lumbar intervertebral disc. *Clin Radiol* 54, 703-23.
- Mow, V. C. Hou, J. S. Owens, J. M., Ratcliffe, A., 1990. Biphasic and quasilinear viscoelastic theories for hydrated soft tissues. *Biomechanics of Diarthrodial Joints*, Springer-Verlag, Volume I
- Nachemson, A., 1960. Lumbar intradiscal pressure. Experimental studies on post-mortem material. *Acta Orthop Scand Suppl* 43, 1-104.
- Ohshima, H. Urban, J. P., Bergel, D. H., 1995. Effect of static load on matrix synthesis rates in the intervertebral disc measured in vitro by a new perfusion technique. *J Orthop Res* 13, 22-9.
- Panagiotacopoulos, N. D. Pope, M. H. Krag, M. H., Bloch, R., 1987. A mechanical model for the human intervertebral disc. *J Biomech* 20, 839-50.
- Race, A. Broom, N. D., Robertson, P., 2000. Effect of loading rate and hydration on the mechanical properties of the disc. *Spine* 25, 662-9.
- Smeathers, J. E., 1984. Some time dependent properties of the intervertebral joint when under compression. *Eng Med* 13, 83-7.
- Smeathers, J. E., Joanes, D. N., 1988. Dynamic compressive properties of human lumbar intervertebral joints: a comparison between fresh and thawed specimens. *J Biomech* 21, 425-33.
- Tencer, A. F. Ahmed, A. M., Burke, D. L., 1982. Some static mechanical properties of the lumbar intervertebral joint, intact and injured. *J Biomech Eng* 104, 193-201.
- Terti, M. Paajanen, H. Laato, M. Aho, H. Komu, M., Kormano, M., 1991. Disc degeneration in magnetic resonance imaging. A comparative biochemical, histologic, and radiologic study in cadaver spines. *Spine* 16, 629-34.
- Virgin, W. J., 1951. Experimental investigations into the physical properties of the intervertebral disc. *Journal of bone and joint surgery* 33B, 607-11.
-

**ANNEXE K**

**TROISIEME ARTICLE**



## RELATIONSHIPS BETWEEN IMAGING AND MECHANICAL PROPERTIES OF LUMBAR INTERVERTEBRAL DISC

S. Campana<sup>1,2</sup>, J. A. de Guise<sup>2</sup>, L. Rillardon<sup>1</sup>, D. Mitton<sup>1</sup>, F. Lavaste<sup>1</sup>, W. Skalli<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Laboratoire de Biomécanique, ENSAM-CNRS, Paris, France, lbm@paris.ensam.fr

<sup>2</sup>Laboratoire de Recherche en Imagerie et Orthopédie, ETS-CHUM, Montréal, Québec, Canada

### ABSTRACT

Numerous types of biomechanical characterization (bending, creep, torsion, dynamic compression, etc.) have been performed on lumbar intervertebral discs (IVDs), but never on the same samples. Moreover, while effect of degeneration has been studied, additional factors such as geometry or pathological attributes have rarely been adjoined to the analysis. The aim of the present study was to investigate how assessment of degeneration, morphometry and possible pathological abnormalities could inform about various lumbar IVD biomechanical responses. For this purpose, an *in vitro* and imaging protocol was completed on 22 fresh lumbar IVDs (no freezing). Mobility (flexion/extension, lateral bending, torsion), compression, creep, stress relaxation and dynamic tests were achieved on each functional spinal unit (FSU), while low dose radiographs, MRI and discograms were acquired. Rheological modelling was performed for quasi-static and dynamic experiments. Degeneration grades were assessed, disc height and area were measured, singular features (scoliosis, calcification, etc.) were detected. Relationships between geometry and ranges of motion (without posterior elements) were found except for some singular IVDs which showed erratic behaviour. Pathological features had little effect on creep versus stress relaxation or torsion ROM versus transverse translation relationships. No factor related to the dynamic response could be detected. Macroscopic characteristics extractable from spinal imaging were able to provide biomechanical indications.

### KEY WORDS

Lumbar intervertebral disc, mobility, dynamic, creep, imaging, biomechanics.

### INTRODUCTION

Low back pain often originates in mechanical disorders, such as osteoarthritis or degenerative disc disease. Intervertebral discs (IVDs) are complex structures composed of distinct elements (annulus fibrosus, nucleus

pulposus, cartilaginous endplates) integrated into functional spinal units (FSUs) in order to provide both mobility and stability to the vertebral column. Though able to sustain high load magnitudes in various directions according to the individual posture, IVDs demonstrate the largest aging deteriorations of the musculoskeletal system [3], especially in lumbar region. A better understanding of the mechanisms implied in degeneration and their consequences on IVDs load-carrying performance is therefore of high clinical significance.

Extensive *in vitro* biomechanical studies of lumbar IVDs have been performed for many years, based on different categories of loadings: compression, bending, torsion, quasi-static or dynamic tests. Compression tests highlighted IVDs non-linear behaviour, and allowed to measure axial stiffness and hysteresis [12,26,37]. Mobility under loads experiments quantified the ranges of motion, neutral zones and coupling motions observed under bending and torsion moments [9,11,22,28,29,32,35,36,38]. Quasi-static tests (creep, stress relaxation) provided comprehensive elements on the viscoelastic behaviour of the IVD [2,16,18,21,33], occasionally using rheological modelling [4,13,17,20]. More recently, dynamic compression tests aimed at characterizing the damping properties of the disc structure when submitted to vibrations [1,6,14,15,34]. Nevertheless, no study reported all those experiments performed on the same group of IVDs, so that the relationships between the different spinal responses remain unclear. Furthermore, while the influence of degeneration on the mechanical properties has often been discussed, additional factors such as morphometry and pathological attributes have rarely been adjoined to the analysis, although they are easily identifiable by the means of medical imaging.

Main imaging tools for spinal exploration include slices images (CT scans, MRI) and projections images (radiography, discography). Routinely used for clinical diagnosis, they inform about the IVD's macrostructure such as nucleus pulposus location, ligamentous integrity, articular facets orientation or annular tears. They also

provide data regarding pathological abnormalities such as fractures, osteophytes, spondylolysthesis or calcifications, and can be used to evaluate degrees of degeneration according to some predefined scales. Finally, they deliver morphological details, especially disc height and even disc area when 3D reconstruction is possible [23,30]. Depending on both geometry and material, mechanical properties should then be partly assessed by analyzing the associated imaging modalities.

Through an in vitro protocol, this paper investigates how assessment of degeneration by several modalities (MRI, discography, macroscopy), coupled with detection of individual disc features, allows a more comprehensive representation of IVDs responses to several mechanical loadings (quasi-static compression, creep and relaxation, bending and torsion, dynamic compression) achieved on the same group of IVDs.

## MATERIALS AND METHODS

Fourteen fresh thoraco-lumbar spines (6 T10-L2 and 8 T12-L5) were obtained from human cadavers (6 females and 8 males, mean age 67 years, range 55 to 93 years), within 10 days after death. All segments with their posterior elements and intervening soft tissues were first radiographed and imaged using MRI. The specimens were then prepared for experimentation and 22 FSUs (14 L1-L2 and 8 L4-L5) were biomechanically tested: lateral bending, flexion, quasi-static compression, creep, stress relaxation, dynamic compression. Finally, discograms were obtained. This part of the protocol was carried out within 72 hours after harvesting, hence specimens remained fresh. They were regularly moisturized and kept at +5°C in-between experiments or imaging. Following discograms, IVDs were finally frozen at -20°C and thawed one week later during 8 to 10 hours at +5°C for dissection and macroscopic inspection. Details of various steps are provided hereafter.

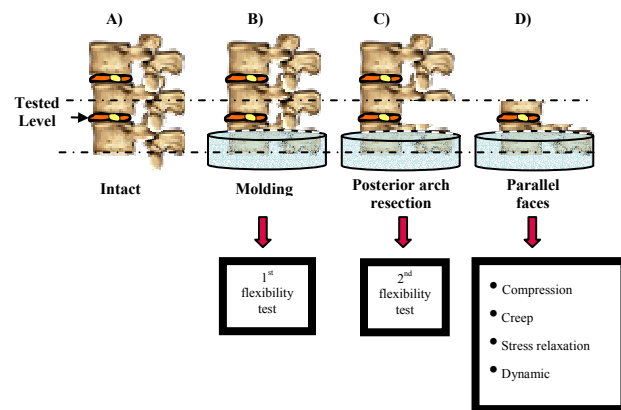
### Imaging and morphological analysis

Frontal and sagittal radiographs (ProtEos prototype, Biospace) were acquired at 70 kVp for the 14 thoraco-lumbar specimens. Two sagittal MRI sequences (SE T1 and TSE T2) were performed on a 1.5 Tesla magnet (Philips Intera). Slice thickness was 2 mm. For discograms, each IVD was injected with 1.5 to 2 cm<sup>3</sup> contrast medium (Iopamicron) using a fine needle by anterior approach. The FSU was then x-rayed in the sagittal position. Finally, IVDs were dissected with a scalpel in their transverse plane for macroscopic inspection, and photographed. Sagittal and frontal diameters ( $I_s$  and  $I_f$ ) were measured with a slide calliper. Cross-sectional area (S) was estimated by tracing disc contour on a sheet of paper. Disc height (H) was

calculated from direct measurements on the central MRI slices, considering the mean value between the anterior and posterior heights, as suggested by Farfan [7].

### Mobility testing

Fourteen T12-L1-L2 and 8 L3-L4-L5 three-vertebrae segments were obtained after sawing the thoraco-lumbar specimens (Figure 1A). For each of the 22 units, half of the lower vertebral body was embedded in polyurethane resin (Figure 1B) and rigidly fixed in a specific 2TM LBM-ENSAM spine-segment testing machine\* [19]. Moments between -10 N.m and +10 N.m (1 N.m increment) were applied in flexion/extension, right and left lateral bending, right and left torsion. The six components of the central vertebral body's 3D motion (3 rotations and 3 translations) were measured. Posterior arch resection was then achieved (Figure 1C) while carefully preserving soft tissues, and the same tests were repeated. Hence, 44 experiments regarding the load-displacement curves of 14 IVDs L1-L2 and 8 IVDs L4-L5 were carried out at room temperature.



**FIGURE 1** – Specimen preparation for biomechanical testing, consisting of 2 mobility tests (with and without posterior arch), compression/creep/relaxation experiments, and dynamic characterization.

### Static compression, creep and stress relaxation

Each thoraco-lumbar segment made of three vertebrae was prepared by sawing the central vertebral body, leaving parallel faces for compressive loads application (Figure 1D). The resulting FSUs were therefore composed of two vertebrae and the associated IVD. Compression, creep and stress relaxation tests were performed in a static loading machine (Instron 5500), each FSU being immersed in a physiological saline solution at 37°C. After preconditioning the specimens with five compressive cycles, a first compression made of a loading/unloading cycle was performed, up to 400 N and back to 0 N at 800 N/min.

\* The test device and protocol are labelled by a quality certification NF EN ISO/CEI 17025

Second, a 400 N creep load reached at 800 N/min was applied to each unit during 10 minutes, followed by a control compression identical to the first one. Finally, a displacement equivalent to a 400 N load was applied at 50 mm/min and maintained for a 10 minutes stress relaxation test. Mean compressive stiffness ( $Stiff_{comp}$ ) was computed as the ratio between the 400 N load and the induced displacement. Strains and stresses were evaluated by dividing displacements by disc height and loads by disc area, respectively. Compressive modulus ( $E_m$ ) was obtained as the final slope of the stress/strain curve in compression. Hysteresis ratio (RE) was finally calculated and equal to energy dissipation divided by energy input, as described by Koeller et al. [18].

*Dynamic compression*

Each FSU was fixed in a dynamic hydraulic machine (Instron 8500) while still immersed in a 37°C saline physiological solution. A 400 N free mass was applied on the upper side of the specimens by a lever arm system [14]. Sinusoidal displacements were generated, with 5-seconds frequencies periods ranging from 5 Hz to 35 Hz (5 Hz increments). For each frequency, displacement was imposed so that a 0.5 m.s<sup>-2</sup> acceleration was maintained. Hence, vertical amplitudes varied between 0.5 mm at 5 Hz to 0.01 mm at 35 Hz. Two accelerometers allowed calculating the transmissibility (T), equal to the ratio between the output and the input accelerations.

*Degeneration grades and abnormalities*

IVDs were graded by a single observer according to their degenerative state using the available modalities: T2-weighted MRI according to Gibson’s scale [10], discograms according to Coventry’s scale [5], and macroscopic inspection according to Nachemson’s scale [25] (Table 1). Pathological features (Schmorl nodes, herniations, calcifications, etc.) were detected.

TABLE 1 - Grades of degeneration

MRI (Gibson)	G0	G1	G2	G3	G4
	Normal nuclear signal	→			Total loss of signal
Discography (Coventry)	C1	C2	C3	C4	C5
	Contourless	Lobular	Irregular	Fissured	Ruptured
Macroscopy (Nachemson)	M1	M2	M3	M4	
	Normal	Fibrous	Isolated fissures	Severe changes	

*Rheologic modelling*

Creep, stress relaxation and dynamic tests were analyzed using two distinct rheological models. Three-parameters model for creep and stress relaxation and two-parameters model for dynamic experiments are presented on Figure 2. Creep parameters were obtained using the method of Keller et al. [17]. This method was extended to

determine the relaxation parameters. Dynamic calculations are detailed in Appendix.

**RESULTS**

*Degeneration*

No IVD was normal (C1, Gi0 or M1). Among the 8 L4-L5 discs, none was mildly degenerated in discography (C2) or in MRI (Gi2); 1 was C3, the 7 others being graded C4 or C5. This group was therefore homogeneous in the seriousness of degeneration. The L1-L2 14 discs were more evenly distributed within the grades since 6 of them were C2, 4 were C3, 3 were C4 and 1 was C5. MRI and discographic scales showed acceptable agreement.

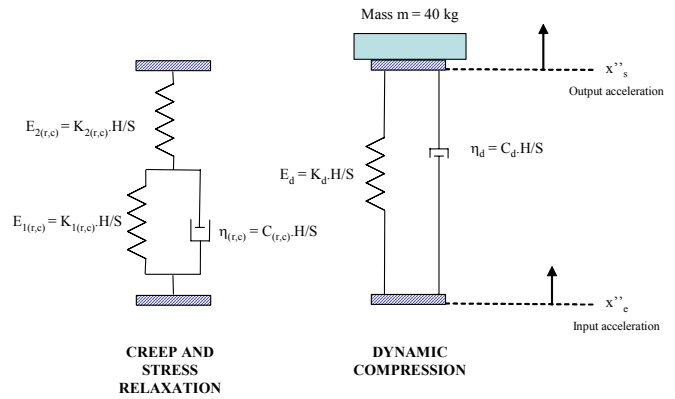


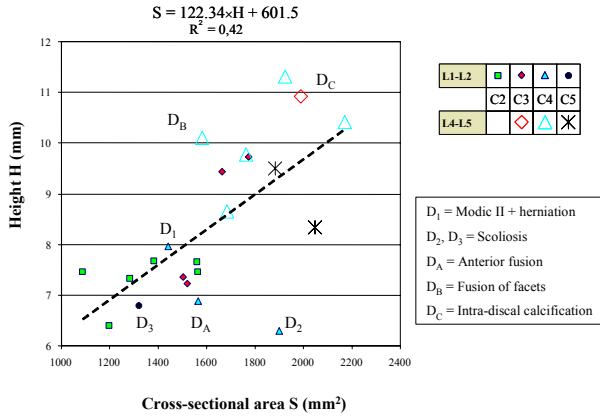
FIGURE 2 – Rheologic models of IVD using three elements ( $E_{1c}, E_{2c}, \eta_c$ ) for creep, three elements ( $E_{1r}, E_{2r}, \eta_r$ ) for stress relaxation, and two elements ( $E_d, \eta_d$ ) for dynamics;  $K_{1c}, K_{1r}, K_{2c}, K_{2r}$ , and  $K_d$  are the stiffness of the associated springs;  $C_c, C_r$ , et  $C_d$  are the damping values;  $H$  et  $S$  are the disc height and cross-sectional area, respectively.

*Description of singularities*

Six IVDs were identified as carrying severe singularities:  $D_1$  (Modic II [24] alteration combined with a postero-lateral herniation, L1-L2),  $D_2$  and  $D_3$  (degenerative scoliosis, L1-L2),  $D_A$  (anterior ligamentous ossification, L1-L2),  $D_B$  (posterior fusion of articular facets, L4-L5) and  $D_C$  (large intra-discal calcification, L4-L5).

*Morphometry*

Drawing of disc cross-sectional area versus height showed a linear trend (Figure 3). Both L1-L2 and L4-L5 IVDs with the largest cross-sectional area had the particularity to contain the highest density of red stains (neovascularization) on the dissected transverse slice. Disc  $D_A$  had the largest sagittal diameter of the L1-L2 group.



**FIGURE 3** – Cross-sectional area versus height for 14 L1-L2 and 8 L4-L5 IVDs distributed among the discographic scale of degeneration (C2 to C5).

**Mechanical parameters**

Table 2 presents the main results obtained after mobility, creep, stress relaxation, compression and dynamic tests. The six discs with singularities were discarded.

**TABLE 2** – Mean values (S.D.) of the mobility, creep, stress relaxation, compression and dynamic parameters for 16 IVDs (6 singularities were excluded).

MOBILITY WITH POSTERIOR ELEMENTS				MOBILITY WITHOUT POSTERIOR ELEMENTS			
ROM Flexion (deg)	ROM Extension (deg)	ROM Lat Bending (deg)	ROM Torsion (deg)	ROM Flexion (deg)	ROM Extension (deg)	ROM Lat Bending (deg)	ROM Torsion (deg)
6	4.2	4.8	2.0	7.1	6.4	5.1	3.8
(2.5)	(0.8)	(1.5)	(1.1)	(3.2)	(1.8)	(1.7)	(1.9)

CREEP		STRESS RELAXATION			STATIC COMPRESSION		
$\Delta d_{creep}$ (mm)	$\Delta \epsilon_{creep}$ (%)	%Rel <sub>30s</sub>	%Rel <sub>300s</sub>	%Rel <sub>600s</sub>	RE	Stiff <sub>comp</sub> (N/mm)	$E_{m,comp}$ (MPa)
0.2	2.2	10.2	24.3	31.2	0.19	382	5.4
(0.1)	(0.6)	(3.5)	(4.8)	(5.3)	(0.04)	(144)	(1.2)

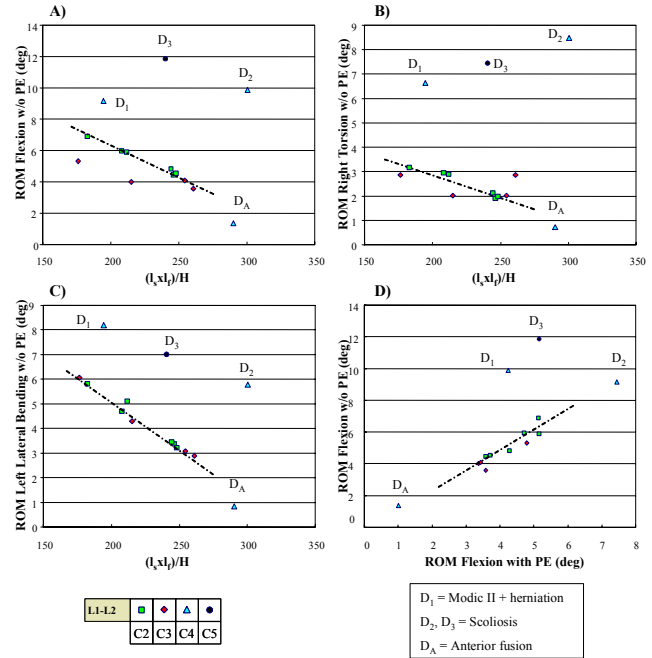
CREEP			STRESS RELAXATION			DYNAMIC COMPRESSION	
$E_{1c}$ (MPa)	$E_{2c}$ (MPa)	$\eta_c$ (GPa.s)	$E_{1r}$ (MPa)	$E_{2r}$ (MPa)	$\eta_r$ (GPa.s)	$E_d$ (MPa)	$C_{d1}$ (N/mm)
10.1	2.0	4.5	4.5	1.8	1.8	1.0	20.1
(4.1)	(0.8)	(2.0)	(2.1)	(0.7)	(0.9)	(0.1)	(7.2)

ROM = range of motion;  $\Delta d_{creep}$  and  $\Delta \epsilon_{creep}$  = creep displacement and creep deformation after 600 seconds; %Rel<sub>30s</sub>, %Rel<sub>300s</sub>, %Rel<sub>600s</sub> = percentage of load relaxed after 30, 300 and 600 seconds, respectively; Stiff<sub>comp</sub> = mean stiffness in compression;  $E_{m,comp}$  = compressive modulus; for bending and torsion, mean values between the right and the left sides are presented.

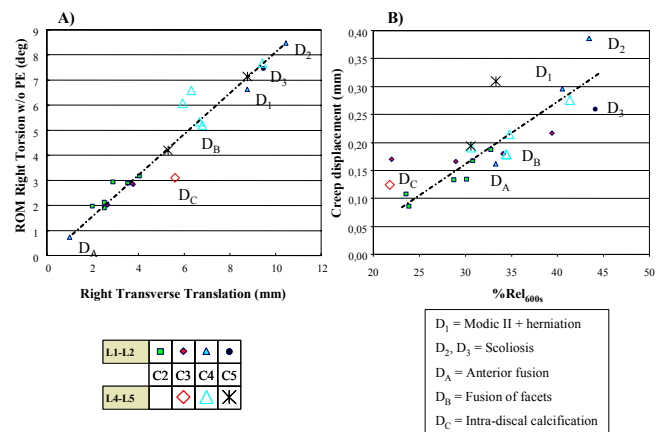
**Influence of degeneration and singularities**

Ranges of motion in flexion, extension, lateral bending and torsion without posterior elements were found to be linearly correlated to the ratio  $(l_s \times l_f)/H$  in the L1-L2 group composed of C2 grades only ( $l_s$  and  $l_f$  = sagittal and frontal diameters; H = disc height). Figure 4 presents the results for the whole L1-L2 group. D<sub>1</sub>, D<sub>2</sub> and D<sub>3</sub> were systematically out of the linear trend, when D<sub>A</sub> still belonged to the group but at the extreme lower boundary. C3 graded IVDs were closer to the C2 IVDs behavior in

lateral bending (Figure 4C) than in flexion or torsion (Figure 4A and 4B). Comparing flexion’s ROM before and after arthroctomy (Figure 4D) provided a strong linear trend despite different degeneration states, except for the three same outliers D<sub>1</sub>, D<sub>2</sub> and D<sub>3</sub>.



**FIGURE 4** – Ranges of motion (ROM) without (w/o) posterior elements (PE) versus  $(l_s \times l_f)/H$  for the 14 L1-L2 IVDs in A) flexion, B) right torsion and C) left lateral bending; D) ROM in flexion with PE versus w/o PE; H = disc height;  $l_s$ ,  $l_f$  = sagittal and frontal diameters; D<sub>1</sub>, D<sub>2</sub> and D<sub>3</sub> are always outliers.



**FIGURE 5** – Correlations including the 22 lumbar discs between A) Torsion range of motion and transverse translation, and B) Creep displacement and percentage of relaxed load after 600 seconds; no IVD was outlier.

Dynamic parameters  $K_d$  and  $C_{0d}$  showed a linear correlation ( $R^2 = 0.45$ ), and did not seem influenced by degeneration or singularities. Dynamic modulus  $E_d$  and static compressive modulus  $E_{m\_comp}$  were associated;  $E_d$  was about 5 times smaller than  $E_{m\_comp}$ , and no obvious difference could be noticed between seriously and mildly degenerated discs.

## DISCUSSION

Image-based data were collected in order to investigate how they could inform on the biomechanical behaviour of the lumbar IVD. They were mainly composed of degeneration grades appraisal, macroscopic pathological features and morphometric measurements. Since geometric values were used for modulus/damping calculations and correlated with mechanical parameters, particular concern was taken to assess them with accuracy. Principally, using MRI central slices for disc height measurements represents an advantage over the common radiographic technique introducing distortion and magnification errors [8]. The correlation ( $R^2 = 0.42$ ) found between disc area and disc height was similar to that reported earlier [17] ( $R^2 = 0.34$ ). Degeneration was assessed by three different modalities; the results presented here focused on discographic grading, but MRI classification could also have been chosen. Hence, as confirmed by other authors [10,11], a good concordance was measured between both scales.

As expected, links could be found between some image features and spinal mechanical responses, but in different manner according to the type of loading considered.

All geometrical characteristics, degeneration and singularities had an effect on the ranges of motion during mobility testing. The influence of degeneration on ROM had been studied earlier [9,11,22,35], but mobility factors such as pathologies and morphometry have seldom been identified *in vitro*. In order to analyze the experiments, and considering the small IVD sample size, the most homogeneous group possible was examined to assert the existence of a geometrical correlation. Therefore, relationships between ROM and morphometric data were first evaluated with the less degenerated discs (C2) belonging to the same spinal level (L1-L2). Moreover, these correlations were investigated in the isolated configuration, i.e. without posterior elements, in order to more specifically consider the single discal contribution. Relationships between flexion or lateral bending ROM and the ratio  $(l_s \times l_f)/H$  were in agreement with the work of Natarajan et al. [27] in finite element analysis, and were found to be also applicable to axial rotation in this specific case. When extended to more degenerated discs (C3), an increase of dispersion in the correlation was noticed for torsion and flexion loading (Figure 4A and

4B), while lateral bending seemed more stable (Figure 4C). The four L1-L2 singular units reacted in a strongly different manner than the C2 and C3 graded IVDs. Fused disc  $D_A$  exhibited very small mobility, but followed the relationship between geometry and ROM because of a large sagittal diameter induced by its anterior ossification. Disc  $D_1$  and both scoliotic discs  $D_2$  and  $D_3$  had an erratic behaviour, with excessive ranges of motion and termination of the geometrical relationship. Moreover, a drastic increase of ROM after posterior elements resection revealing a strong instability was observed for  $D_1$  and  $D_2$ , while C2 and C3 discs showed an equal contribution of the articular facets (Figure 4D).

In contrast, proportionality between torsion angle and lateral displacement was identical for the 22 IVDs (Figure 5A), implying that mean axial centre of rotation was placed at the same posterior location for all specimens. Similarly, linear relationship between creep displacement and relaxed load was not affected by the presence of pathological singularities (Figure 5B). The only apparent impact of a macroscopic feature on viscoelastic properties was the presence of an intra-discal calcification (disc  $D_C$ ) which reduced the creep displacement and relaxed load

Finally, in addition to the absence of geometrical relation and singular behaviour from the 6 pathological IVDs, no effect of disc degeneration was observed on the dynamic parameters. This last mention was in agreement with earlier findings [31] and might be due to the small size of amplitudes (less than 0.05 mm from 15 to 35 Hz) during the vibration study. An attempt was made to compare viscoelastic and dynamic damping/modulus values, but their physical representations were unrelated due to the different number of parameters (3 and 2, respectively) used in the rheological model. However when examining compression a link between static compressive and dynamic modulus was observed, but apparently independent from degeneration or singularities.

## CONCLUSION

Imaging protocol (MRI, radiographs, discography, macroscopic sections) and biomechanical experiments (mobility, compression, creep, stress relaxation and dynamic) were conducted on 22 fresh lumbar L1-L2 and L4-L5 intervertebral discs, in order to evaluate the degree of spinal response prediction included in image features. Joined action of degeneration, macroscopic singularities (scoliosis, calcifications, fusions, Modic II alterations, etc.) and morphometry (sagittal and frontal diameters, disc height) was revealed on the ranges of motion of injured discs (posterior elements removed); scoliotic discs showed particular erratic behaviour. Pathological discs behaved in a quite regular viscoelastic manner. Finally, no factor was found to partly govern the dynamic response of the lumbar

discs. Spinal images, capable of collecting macroscopic information, could provide strong elements of mobility prediction, mild indication on viscoelastic responses and no hint on dynamic behaviour.

## ACKNOWLEDGEMENTS

The authors would like to thank Dr. A. Feydy and the radiologists of the Beaujon Hospital (Paris), the Center of body donation of the Saints-Pères (Paris), S. Laporte, J. Magnier, M. Thourot, L. Moraud, and Biospace company. This work was partly founded by Valorisation Recherche Québec, Fondation Canadienne pour l'Innovation and Fonds de la Recherche Technologique (N° 01B0171).

## APPENDIX

### Calculation of dynamic rheological parameters

During dynamic compression, ( $K_d, C_d$ ) values were determined throughout the knowledge of the (T) transmissibility:

$$T = x''_s / x''_e.$$

With:  $x''_s$  = output acceleration  
 $x''_e$  = input acceleration

First, drawing of  $\text{Im}(T)$  versus  $\text{Re}(T)$  produced a circle with a ( $X_0, Y_0$ ) coordinates centre. Second, drawing of T norm versus frequency graphically provided resonant pulsation  $w_0$ , corresponding to the maximum of the norm.

Dynamic equation of movement implies:

$$m x''_s = C_d (x'_e - x'_s) + K_d (x_e - x_s) \quad (A)$$

With  $C_d = C_{0d}/w$ , ( $w$  = pulsation), resolution of equation (A) gives:

$$K_d = m w_0^2 \quad (\text{N/m})$$

$$C_{0d} = -1/2(K_d/Y_0) \quad (\text{N/m})$$

## REFERENCES

- Asano S, Kaneda K, Umehara S, Tadano S (1992) The mechanical properties of the human L4-5 functional spinal unit during cyclic loading. The structural effects of the posterior elements. *Spine* 17:1343-52
- Begeman PC, Visarius H, Nolte LP, Prasad P (1994) Viscoelastic shear responses of the cadaver hybrid III lumbar spine. 38th Stapp Conference:1-10
- Buckwalter JA (1995) Aging and degeneration of the human intervertebral disc. *Spine* 20:1307-14
- Burns ML, Kaleps I, Kazarian LE (1984) Analysis of compressive creep behavior of the vertebral unit subjected to a uniform axial loading using exact parametric solution equations of Kelvin-solid models--Part I. Human intervertebral joints. *J Biomech* 17:113-30
- Coventry MB, Ghormley RK, Kernohan JW (1945) The intervertebral disc : its microscopic anatomy and pathology - Part I : Anatomy, development and physiology. *Journal of bone and joint surgery* 27:105-12
- Ekstrom L, Kaigle A, Hult E, Holm S, Rostedt M, Hansson T (1996) Intervertebral disc response to cyclic loading--an animal model. *Proc Inst Mech Eng [H]* 210:249-58
- Farfan HF (1973) Mechanical disorder of the low back. Lea and Febiger, Philadelphia
- Frobin W, Brinckmann P, Biggemann M, Tillotson M, Burton K (1997) Precision measurement of disc height, vertebral height and sagittal plane displacement from lateral radiographic views of the lumbar spine. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 12 Suppl 1:S1-S63
- Fujiwara A, Lim TH, An HS, Tanaka N, Jeon CH, Andersson GB, Haughton VM (2000) The effect of disc degeneration and facet joint osteoarthritis on the segmental flexibility of the lumbar spine. *Spine* 25:3036-44
- Gibson MJ, Buckley J, Mawhinney R, Mulholland RC, Worthington BS (1986) Magnetic resonance imaging and discography in the diagnosis of disc degeneration. A comparative study of 50 discs. *J Bone Joint Surg Br* 68:369-73
- Gunzburg R, Parkinson R, Moore R, Cantraine F, Hutton W, Vernon-Roberts B, Fraser R (1992) A cadaveric study comparing discography, magnetic resonance imaging, histology, and mechanical behavior of the human lumbar disc. *Spine* 17:417-26
- Hirsch C (1955) The reaction of intervertebral discs to compression forces. *Journal of bone and joint surgery* 37A:1188-96
- Holmes AD, Hukins DW (1996) Analysis of load-relaxation in compressed segments of lumbar spine. *Med Eng Phys* 18:99-104
- Izambert O, Mitton D, Thourot M, Lavaste F (2003) Dynamic stiffness and damping of human intervertebral disc using axial oscillatory displacement under a free mass system. *Eur Spine J* 12:562-6
- Kasra M, Shirazi-Adl A, Drouin G (1992) Dynamics of human lumbar intervertebral joints. Experimental and finite-element investigations. *Spine* 17:93-102
- Kazarian LE (1975) Creep characteristics of the human spinal column. *Orthop Clin North Am* 6:3-18
- Keller TS, Spengler DM, Hansson TH (1987) Mechanical behavior of the human lumbar spine. I. Creep analysis during static compressive loading. *J Orthop Res* 5:467-78

18. Koeller W, Muehlhaus S, Meier W, Hartmann F (1986) Biomechanical properties of human intervertebral discs subjected to axial dynamic compression--influence of age and degeneration. *J Biomech* 19:807-16
19. Lavaste F, Asselineau A, Diop A, Grandjean JL, Laurain JM, Skalli W, Roy-Camille R (1990) Protocole expérimental pour la caractérisation de segments rachidiens et de matériels d'ostéosynthèse dorso-lombaires. *Rachis* 2:435-46
20. Li S, Patwardhan AG, Amirouche FM, Havey R, Meade KP (1995) Limitations of the standard linear solid model of intervertebral discs subject to prolonged loading and low-frequency vibration in axial compression. *J Biomech* 28:779-90
21. Markolf KL, Morris JM (1974) The structural components of the intervertebral disc. A study of their contributions to the ability of the disc to withstand compressive forces. *J Bone Joint Surg Am* 56:675-87
22. Mimura M, Panjabi MM, Oxland TR, Crisco JJ, Yamamoto I, Vasavada A (1994) Disc degeneration affects the multidirectional flexibility of the lumbar spine. *Spine* 19:1371-80
23. Mitton D, Landry C, Veron S, Skalli W, Lavaste F, De Guise JA (2000) 3D reconstruction method from biplanar radiography using non-stereocorresponding points and elastic deformable meshes. *Med Biol Eng Comput* 38:133-9
24. Modic MT, Masaryk TJ, Ross JS, Carter JR (1988) Imaging of degenerative disk disease. *Radiology* 168:177-86
25. Nachemson A (1960) Lumbar intradiscal pressure. Experimental studies on post-mortem material. *Acta Orthop Scand Suppl* 43:1-104
26. Nachemson AL, Schultz AB, Berkson MH (1979) Mechanical properties of human lumbar spine motion segments. Influence of age, sex, disc level, and degeneration. *Spine* 4:1-8
27. Natarajan RN, Andersson GB (1999) The influence of lumbar disc height and cross-sectional area on the mechanical response of the disc to physiologic loading. *Spine* 24:1873-81
28. Oxland TR, Lund T, Jost B, Crompton P, Lippuner K, Jaeger P, Nolte LP (1996) The relative importance of vertebral bone density and disc degeneration in spinal flexibility and interbody implant performance. An in vitro study. *Spine* 21:2558-69
29. Panjabi MM, Oxland TR, Yamamoto I, Crisco JJ (1994) Mechanical behavior of the human lumbar and lumbosacral spine as shown by three-dimensional load-displacement curves. *J Bone Joint Surg Am* 76:413-24
30. Pomero V, Mitton D, Laporte S, de Guise JA, Skalli W (2004) Fast accurate stereoradiographic 3D-reconstruction of the spine using a combined geometric and statistic model. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 19:240-7
31. Rostedt M, Ekstrom L, Broman H, Hansson T (1998) Axial stiffness of human lumbar motion segments, force dependence. *J Biomech* 31:503-9
32. Schmidt TA, An HS, Lim TH, Nowicki BH, Haughton VM (1998) The stiffness of lumbar spinal motion segments with a high-intensity zone in the annulus fibrosus. *Spine* 23:2167-73
33. Smeathers JE (1984) Some time dependent properties of the intervertebral joint when under compression. *Eng Med* 13:83-7
34. Smeathers JE, Joanes DN (1988) Dynamic compressive properties of human lumbar intervertebral joints: a comparison between fresh and thawed specimens. *J Biomech* 21:425-33
35. Tanaka N, An HS, Lim TH, Fujiwara A, Jeon CH, Haughton VM (2001) The relationship between disc degeneration and flexibility of the lumbar spine. *The spine journal* 1:47-56
36. Tencer AF, Ahmed AM, Burke DL (1982) Some static mechanical properties of the lumbar intervertebral joint, intact and injured. *J Biomech Eng* 104:193-201
37. Virgin WJ (1951) Experimental investigations into the physical properties of the intervertebral disc. *Journal of bone and joint surgery* 33B:607-11
38. Yamamoto I, Panjabi MM, Crisco T, Oxland T (1989) Three-dimensional movements of the whole lumbar spine and lumbosacral joint. *Spine* 14:1256-60

## BIBLIOGRAPHIE

- 1 Acaroglu, E. R., Iatridis, J. C., Setton, L. A., Foster, R. J., Mow, V. C., Weidenbaum, M. (1995). Degeneration and aging affect the tensile behavior of human lumbar annulus fibrosus. *Spine* 20, 2690-701.
- 2 Adams, M. A., Dolan, P., Hutton, W. C. (1988). The lumbar spine in backward bending. *Spine* 13, 1019-26.
- 3 Adams, M. A., Dolan, P., Hutton, W. C. (1986). The stages of disc degeneration as revealed by discograms. *J Bone Joint Surg Br* 68, 36-41.
- 4 Adams, M. A., Hutton, W. C. (1985). Gradual disc prolapse. *Spine* 10, 524-31.
- 5 Alvarez, R. E., Macovski, A. (1976). Energy-selective reconstructions in X-ray computerized tomography. *Phys Med Biol* 21, 733-44.
- 6 Andersson, G. B., Schultz, A., Nathan, A., Irstam, L. (1981). Roentgenographic measurement of lumbar intervertebral disc height. *Spine* 6, 154-8.
- 7 Argoubi, M., Shirazi-Adl, A. (1996). Poroelastic creep response analysis of a lumbar motion segment in compression. *J Biomech* 29, 1331-9.
- 8 Asano, S., Kaneda, K., Umehara, S., Tadano, S. (1992). The mechanical properties of the human L4-5 functional spinal unit during cyclic loading. The structural effects of the posterior elements. *Spine* 17, 1343-52.
- 9 Bass, E. C., Duncan, N. A., Hariharan, J. S., Dusick, J., Bueff, H. U., Lotz, J. C. (1997). Frozen storage affects the compressive creep behavior of the porcine intervertebral disc. *Spine* 22, 2867-76.
- 10 Begeman, P. C., Visarius, H., Nolte, L. P., Prasad, P. (1994). Viscoelastic shear responses of the cadaver hybrid III lumbar spine. *38th Stapp Conference* 1-10.
- 11 Boos, N., Wallin, A., Aebi, M., Boesch, C. (1996). A new magnetic resonance imaging analysis method for the measurement of disc height variations. *Spine* 21, 563-70.
- 12 Brown, T., Hansen, R. J., Yorra, J. (1957). Some mechanical tests on the lumbosacral spine with particular reference to the intervertebral disc. *Journal of bone and joint surgery* 39A, 1135-44.
- 13 Buckwalter, J. A. (1995). Aging and degeneration of the human intervertebral disc. *Spine* 20, 1307-14.
- 14 Burns, M. L., Kaleps, I., Kazarian, L. E. (1984). Analysis of compressive creep behavior of the vertebral unit subjected to a uniform axial loading using exact parametric solution equations of Kelvin-solid models--Part I. Human intervertebral joints. *J Biomech* 17, 113-30.
- 15 Butler, D., Trafimow, J. H., Andersson, G. B., McNeill, T. W., Huckman, M. S. (1990). Discs degenerate before facets. *Spine* 15, 111-3.
- 16 Cabrol, C., Platzer, W. (1980). Anatomie de l'appareil locomoteur. *Flammarion Médecine-Science, 2ème édition*



- 17 Chevalier, J. M. (1998). Anatomie de l'appareil locomoteur. *Editions Flammarion Médecine-Sciences*
- 18 Coppes, M. H. (2000). Discogenic low back pain : lumbar spondylolisthesis revisited. *Thesis University Groningen*
- 19 Coventry, M. B., Ghormley, R. K., Kernohan, J. W. (1945). The intervertebral disc : its microscopic anatomy and pathology - Part I : Anatomy, development and physiology. *Journal of bone and joint surgery* 27, 105-12.
- 20 Coventry, M. B., Ghormley, R. K., Kernohan, J. W. (1945). The intervertebral disc : its microscopic anatomy and pathology - Part II : Changes in the intervertebral disc concomitant with age. *Journal of bone and joint surgery* 27, 233-47.
- 21 Daou, E., Lavaste, F. (1994). Etude du comportement mécanique *in vitro* de la colonne lombaire et lombo-sacrée. *DEA de Biomécanique de l'Ensam*
- 22 Després, P. (2004). Evaluation d'un détecteur gazeux à micropistes pour la radiologie et applications en imagerie multi-énergie. *Ph.D. Thesis Université de Montréal*,
- 23 Duance, V. C., Crean, J. K., Sims, T. J., Avery, N., Smith, S., Menage, J., Eisenstein, S. M., Roberts, S. (1998). Changes in collagen cross-linking in degenerative disc disease and scoliosis. *Spine* 23, 2545-51.
- 24 Dupont, P. (2002). Analyse biomécanique de la dégénérescence du rachis lombo-sacrée. *Thèse de doctorat, ENSAM*
- 25 Ekstrom, L., Kaigle, A., Hult, E., Holm, S., Rostedt, M., Hansson, T. (1996). Intervertebral disc response to cyclic loading--an animal model. *Proc Inst Mech Eng [H]* 210, 249-58.
- 26 Farfan, H. F. (1973). Mechanical disorder of the low back. *Lea and Febiger, Philadelphia*
- 27 Frobin, W., Brinckmann, P., Biggemann, M., Tillotson, M., Burton, K. (1997). Precision measurement of disc height, vertebral height and sagittal plane displacement from lateral radiographic views of the lumbar spine. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 12 Suppl 1, S1-S63.
- 28 Fujiwara, A., Lim, T. H., An, H. S., Tanaka, N., Jeon, C. H., Andersson, G. B., Haughton, V. M. (2000). The effect of disc degeneration and facet joint osteoarthritis on the segmental flexibility of the lumbar spine. *Spine* 25, 3036-44.
- 29 Furlong, D. R., Palazotto, A. N. (1983). A finite element analysis of the influence of surgical herniation on the viscoelastic properties of the intervertebral disc. *J Biomech* 16, 785-95.
- 30 Gibson, M. J., Buckley, J., Mawhinney, R., Mulholland, R. C., Worthington, B. S. (1986). Magnetic resonance imaging and discography in the diagnosis of disc degeneration. A comparative study of 50 discs. *J Bone Joint Surg Br* 68, 369-73.
- 31 Gleizes, V., Viguier, E., Feron, J. M., Canivet, S., Lavaste, F. (1998). Effects of freezing on the biomechanics of the intervertebral disc. *Surg Radiol Anat* 20, 403-7.
- 32 Goel, V. K., Goyal, S., Clark, C., Nishiyama, K., Nye, T. (1985). Kinematics of the whole lumbar spine. Effect of discectomy. *Spine* 10, 543-54.
- 33 Gu, W. Y., Mao, X. G., Foster, R. J., Weidenbaum, M., Mow, V. C., Rawlins, B. A. (1999). The anisotropic hydraulic permeability of human lumbar annulus fibrosus. Influence of age, degeneration, direction, and water content. *Spine* 24, 2449-55.

- 34 Gunzburg, R., Hutton, W., Fraser, R. (1991). Axial rotation of the lumbar spine and the effect of flexion. An in vitro and in vivo biomechanical study. *Spine* 16, 22-8.
- 35 Gunzburg, R., Parkinson, R., Moore, R., Cantraine, F., Hutton, W., Vernon-Roberts, B., Fraser, R. (1992). A cadaveric study comparing discography, magnetic resonance imaging, histology, and mechanical behavior of the human lumbar disc. *Spine* 17, 417-26.
- 36 Hickey, D. S., Hukins, D. W. (1980). Relation between the structure of the annulus fibrosus and the function and failure of the intervertebral disc. *Spine* 5, 106-16.
- 37 Hirsch, C. (1955). The reaction of intervertebral discs to compression forces. *Journal of bone and joint surgery* 37A, 1188-96.
- 38 Hirsch, C., Nachemson, A. (1954). New observations on the mechanical behavior of lumbar disc. *Acta Orthop Scand* 23, 254-83.
- 39 Holmes, A. D., Hukins, D. W. (1996). Analysis of load-relaxation in compressed segments of lumbar spine. *Med Eng Phys* 18, 99-104.
- 40 Humzah, M. D., Soames, R. W. (1988). Human intervertebral disc: structure and function. *Anat Rec* 220, 337-56.
- 41 Hurxthal, L. M. (1968). Measurement of anterior vertebral compressions and biconcave vertebrae. *Am J Roentgenol Radium Ther Nucl Med* 103, 635-44.
- 42 Iatridis, J. C., Weidenbaum, M., Setton, L. A., Mow, V. C. (1996). Is the nucleus pulposus a solid or a fluid? Mechanical behaviors of the nucleus pulposus of the human intervertebral disc. *Spine* 21, 1174-84.
- 43 ICRU (1989). Tissue Substitutes in Radiation Dosimetry and Measurement. *Report 44 of the International Commission on Radiation Units and Measurements (Bethesda, MD)*.
- 44 Izambert, O., Mitton, D., Thourot, M., Lavaste, F. (2003). Dynamic stiffness and damping of human intervertebral disc using axial oscillatory displacement under a free mass system. *Eur Spine J* 12, 562-6.
- 45 Johnstone, B., Urban, J. P., Roberts, S., Menage, J. (1992). The fluid content of the human intervertebral disc. Comparison between fluid content and swelling pressure profiles of discs removed at surgery and those taken postmortem. *Spine* 17, 412-6.
- 46 Kasra, M., Shirazi-Adl, A., Drouin, G. (1992). Dynamics of human lumbar intervertebral joints. Experimental and finite-element investigations. *Spine* 17, 93-102.
- 47 Kazarian, L. E. (1975). Creep characteristics of the human spinal column. *Orthop Clin North Am* 6, 3-18.
- 48 Keller, T. S., Spengler, D. M., Hansson, T. H. (1987). Mechanical behavior of the human lumbar spine. I. Creep analysis during static compressive loading. *J Orthop Res* 5, 467-78.
- 49 Koç, N., Ozyol, H. (2000). Z-dependence of partial and total photon interactions in some biological samples. *Radiation Physics and Chemistry* 59, 339-45.
- 50 Koeller, W., Muehlhaus, S., Meier, W., Hartmann, F. (1986). Biomechanical properties of human intervertebral discs subjected to axial dynamic compression--influence of age and degeneration. *J Biomech* 19, 807-16.

- 51 Lafage, V., Dubousset, J., Lavaste, F., Skalli, W. (2004). 3D Finite element simulation of Cotrel-Dubousset correction. *Computer Aided Surgery* 9, 1-9.
- 52 Lavaste, F., Asselineau, A., Diop, A., Grandjean, J. L., Laurain, J. M., Skalli, W., Roy-Camille, R. (1990). Protocole expérimental pour la caractérisation de segments rachidiens et de matériels d'ostéosynthèse dorso-lombaires. *Rachis* 2, 435-46.
- 53 Lehmann, L. A., Alvarez, R. E., Macovski, A., Brody, W. R., Pelc, N. J., Riederer, S. J., Hall, A. L. (1981). Generalized image combinations in dual KVP digital radiography. *Med Phys* 8, 659-67.
- 54 Li, S., Patwardhan, A. G., Amirouche, F. M., Havey, R., Meade, K. P. (1995). Limitations of the standard linear solid model of intervertebral discs subject to prolonged loading and low-frequency vibration in axial compression. *J Biomech* 28, 779-90.
- 55 Lu, Y. M., Hutton, W. C., Gharapuray, V. M. (1996). Can variations in intervertebral disc height affect the mechanical function of the disc? *Spine* 21, 2208-16; discussion 17.
- 56 Marchand, F., Ahmed, A. M. (1990). Investigation of the laminate structure of lumbar disc anulus fibrosus. *Spine* 15, 402-10.
- 57 Markolf, K. L., Morris, J. M. (1974). The structural components of the intervertebral disc. A study of their contributions to the ability of the disc to withstand compressive forces. *J Bone Joint Surg Am* 56, 675-87.
- 58 Mayneord, W. V. (1942). The measurements of radiation for medical purposes. *Proc. Phys. Soc.* 54,
- 59 Miller, J. A., Schmatz, C., Schultz, A. B. (1988). Lumbar disc degeneration: correlation with age, sex, and spine level in 600 autopsy specimens. *Spine* 13, 173-8.
- 60 Miller, J. A., Schultz, A. B., Warwick, D. N., Spencer, D. L. (1986). Mechanical properties of lumbar spine motion segments under large loads. *J Biomech* 19, 79-84.
- 61 Mimura, M., Panjabi, M. M., Oxland, T. R., Crisco, J. J., Yamamoto, I., Vasavada, A. (1994). Disc degeneration affects the multidirectional flexibility of the lumbar spine. *Spine* 19, 1371-80.
- 62 Mitton, D., Landry, C., Veron, S., Skalli, W., Lavaste, F., De Guise, J. A. (2000). 3D reconstruction method from biplanar radiography using non-stereocorresponding points and elastic deformable meshes. *Med Biol Eng Comput* 38, 133-9.
- 63 Modic, M. T., Masaryk, T. J., Ross, J. S., Carter, J. R. (1988). Imaging of degenerative disk disease. *Radiology* 168, 177-86.
- 64 Morgan, S., Saifuddin, A. (1999). MRI of the lumbar intervertebral disc. *Clin Radiol* 54, 703-23.
- 65 Mow, V. C., Hou, J. S., Owens, J. M., Ratcliffe, A. (1990). Biphasic and quasilinear viscoelastic theories for hydrated soft tissues. *Biomechanics of Diarthrodial Joints, Springer-Verlag, Volume I*
- 66 Nachemson, A. (1960). Lumbar intradiscal pressure. Experimental studies on post-mortem material. *Acta Orthop Scand Suppl* 43, 1-104.
- 67 Nachemson, A. L. (1981). Disc pressure measurements. *Spine* 6, 93-7.
- 68 Nachemson, A. L., Schultz, A. B., Berkson, M. H. (1979). Mechanical properties of human lumbar spine motion segments. Influence of age, sex, disc level, and degeneration. *Spine* 4, 1-8.

- 69 Natarajan, R. N. Andersson, G. B. (1999). The influence of lumbar disc height and cross-sectional area on the mechanical response of the disc to physiologic loading. *Spine* 24, 1873-81.
- 70 Ohshima, H., Urban, J. P. Bergel, D. H. (1995). Effect of static load on matrix synthesis rates in the intervertebral disc measured in vitro by a new perfusion technique. *J Orthop Res* 13, 22-9.
- 71 Oxland, T. R., Lund, T., Jost, B., Crompton, P., Lippuner, K., Jaeger, P. Nolte, L. P. (1996). The relative importance of vertebral bone density and disc degeneration in spinal flexibility and interbody implant performance. An in vitro study. *Spine* 21, 2558-69.
- 72 Panagiotacopoulos, N. D., Pope, M. H., Krag, M. H. Bloch, R. (1987). A mechanical model for the human intervertebral disc. *J Biomech* 20, 839-50.
- 73 Panjabi, M. M. (1977). Experimental determination of spinal motion segment behavior. *Orthop Clin North Am* 8, 169-80.
- 74 Panjabi, M. M., Oxland, T. R., Yamamoto, I. Crisco, J. J. (1994). Mechanical behavior of the human lumbar and lumbosacral spine as shown by three-dimensional load-displacement curves. *J Bone Joint Surg Am* 76, 413-24.
- 75 Pearce, R. H., Grimmer, B. J. Adams, M. E. (1987). Degeneration and the chemical composition of the human lumbar intervertebral disc. *J Orthop Res* 5, 198-205.
- 76 Pfirrmann, C. W., Metzendorf, A., Zanetti, M., Hodler, J. Boos, N. (2001). Magnetic resonance classification of lumbar intervertebral disc degeneration. *Spine* 26, 1873-8.
- 77 Pomero, V., Mitton, D., Laporte, S., de Guise, J. A. Skalli, W. (2004). Fast accurate stereoradiographic 3D-reconstruction of the spine using a combined geometric and statistic model. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 19, 240-7.
- 78 Posner, I., White, A. A., 3rd, Edwards, W. T. Hayes, W. C. (1982). A biomechanical analysis of the clinical stability of the lumbar and lumbosacral spine. *Spine* 7, 374-89.
- 79 Race, A., Broom, N. D. Robertson, P. (2000). Effect of loading rate and hydration on the mechanical properties of the disc. *Spine* 25, 662-9.
- 80 Roberts, S., Menage, J. Urban, J. P. (1989). Biochemical and structural properties of the cartilage end-plate and its relation to the intervertebral disc. *Spine* 14, 166-74.
- 81 Robin, S., Skalli, W., Lavaste, F. Diop, A. (1994). Influence of geometrical factors on the lumbar spine segments : a finite element analysis. *Eur Spine J* 3, 84-90.
- 82 Rostedt, M., Ekstrom, L., Broman, H. Hansson, T. (1998). Axial stiffness of human lumbar motion segments, force dependence. *J Biomech* 31, 503-9.
- 83 Schmidt, T. A., An, H. S., Lim, T. H., Nowicki, B. H. Houghton, V. M. (1998). The stiffness of lumbar spinal motion segments with a high-intensity zone in the annulus fibrosus. *Spine* 23, 2167-73.
- 84 Smeathers, J. E. (1984). Some time dependent properties of the intervertebral joint when under compression. *Eng Med* 13, 83-7.
- 85 Smeathers, J. E. Joanes, D. N. (1988). Dynamic compressive properties of human lumbar intervertebral joints: a comparison between fresh and thawed specimens. *J Biomech* 21, 425-33.

- 86 Stokes, I. A., Medlicott, P. A. Wilder, D. G. (1980). Measurement of movement in painful intervertebral joints. *Med Biol Eng Comput* 18, 694-700.
- 87 Tanaka, N., An, H. S., Lim, T. H., Fujiwara, A., Jeon, C. H. Haughton, V. M. (2001). The relationship between disc degeneration and flexibility of the lumbar spine. *The spine journal* 1, 47-56.
- 88 Tencer, A. F., Ahmed, A. M. Burke, D. L. (1982). Some static mechanical properties of the lumbar intervertebral joint, intact and injured. *J Biomech Eng* 104, 193-201.
- 89 Terti, M., Paajanen, H., Laato, M., Aho, H., Komu, M. Korman, M. (1991). Disc degeneration in magnetic resonance imaging. A comparative biochemical, histologic, and radiologic study in cadaver spines. *Spine* 16, 629-34.
- 90 Thompson, J. P., Pearce, R. H., Schechter, M. T., Adams, M. E., Tsang, I. K. Bishop, P. B. (1990). Preliminary evaluation of a scheme for grading the gross morphology of the human intervertebral disc. *Spine* 15, 411-5.
- 91 Thompson, R. E., Percy, M. J., Downing, K. J., Manthey, B. A., Parkinson, I. H. Fazzalari, N. L. (2000). Disc lesions and the mechanics of the intervertebral joint complex. *Spine* 25, 3026-35.
- 92 Twomey, L. Taylor, J. (1985). Age changes in lumbar intervertebral discs. *Acta Orthop Scand* 56, 496-9.
- 93 Urban, J. P. Maroudas, A. (1980). The chemistry of the intervertebral disc in relation to its physiological function and requirements. *Clin Rheum Dis* 6, 51-75.
- 94 Virgin, W. J. (1951). Experimental investigations into the physical properties of the intervertebral disc. *Journal of bone and joint surgery* 33B, 607-11.
- 95 Weinstein, S. L. Buckwalter, J. A. Turek's Orthopaedics : Principles and their application. *Edition Lippincott, 4ème ed*
- 96 Woo, S. L. Buckwalter, J. (1987). Injury and repair of the musculoskeletal soft tissues. *Editions AAOS*
- 97 Yamamoto, I., Panjabi, M. M., Crisco, T. Oxland, T. (1989). Three-dimensional movements of the whole lumbar spine and lumbosacral joint. *Spine* 14, 1256-60.

