

**Titre:** Comportement mécanique des unités fonctionnelles : T3/T4, T7/T8  
et T12/L1 saines et lésées du rachis humain

**Auteur:** Francis Boudreault

**Date:** 1994

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

**Référence:** Boudreault, F. (1994). Comportement mécanique des unités fonctionnelles :  
T3/T4, T7/T8 et T12/L1 saines et lésées du rachis humain [Mémoire de maîtrise,  
École Polytechnique de Montréal]. PolyPublie.  
Citation: <https://publications.polymtl.ca/33503/>

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

**URL de PolyPublie:** <https://publications.polymtl.ca/33503/>  
PolyPublie URL:

**Directeurs de  
recherche:** Jean Dansereau  
Advisors:

**Programme:** Génie mécanique  
Program:

**UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL**

**COMPORTEMENT MÉCANIQUE DES UNITÉS FONCTIONNELLES:  
T3/T4, T7/T8 ET T12/L1 SAINES ET LÉSÉES  
DU RACHIS HUMAIN**

**par**

**Francis BOUDREAULT  
DÉPARTEMENT DE GÉNIE MÉCANIQUE  
ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL**

**MÉMOIRE PRÉSENTÉ EN VUE DE L'OBTENTION  
DU DIPLÔME DE MAÎTRISE ÈS SCIENCES APPLIQUÉES (M.Sc.A.)  
(GÉNIE MÉCANIQUE)**

**septembre 1994**

**©Francis BOUDREAULT, 1994.**



National Library  
of Canada

Acquisitions and  
Bibliographic Services Branch

395 Wellington Street  
Ottawa, Ontario  
K1A 0N4

Bibliothèque nationale  
du Canada

Direction des acquisitions et  
des services bibliographiques

395, rue Wellington  
Ottawa (Ontario)  
K1A 0N4

*Your file* *Votre référence*

*Our file* *Notre référence*

THE AUTHOR HAS GRANTED AN IRREVOCABLE NON-EXCLUSIVE LICENCE ALLOWING THE NATIONAL LIBRARY OF CANADA TO REPRODUCE, LOAN, DISTRIBUTE OR SELL COPIES OF HIS/HER THESIS BY ANY MEANS AND IN ANY FORM OR FORMAT, MAKING THIS THESIS AVAILABLE TO INTERESTED PERSONS.

L'AUTEUR A ACCORDE UNE LICENCE IRREVOCABLE ET NON EXCLUSIVE PERMETTANT A LA BIBLIOTHEQUE NATIONALE DU CANADA DE REPRODUIRE, PRETER, DISTRIBUER OU VENDRE DES COPIES DE SA THESE DE QUELQUE MANIERE ET SOUS QUELQUE FORME QUE CE SOIT POUR METTRE DES EXEMPLAIRES DE CETTE THESE A LA DISPOSITION DES PERSONNE INTERESSEES.

THE AUTHOR RETAINS OWNERSHIP OF THE COPYRIGHT IN HIS/HER THESIS. NEITHER THE THESIS NOR SUBSTANTIAL EXTRACTS FROM IT MAY BE PRINTED OR OTHERWISE REPRODUCED WITHOUT HIS/HER PERMISSION.

L'AUTEUR CONSERVE LA PROPRIETE DU DROIT D'AUTEUR QUI PROTEGE SA THESE. NI LA THESE NI DES EXTRAITS SUBSTANTIELS DE CELLE-CI NE DOIVENT ETRE IMPRIMES OU AUTREMENT REPRODUITS SANS SON AUTORISATION.

ISBN 0-315-99676-5

Canada

Nom Francis Boudreault

Dissertation Abstracts International est organisé en catégories de sujets. Veuillez s.v.p. choisir le sujet qui décrit le mieux votre thèse et inscrivez le code numérique approprié dans l'espace réservé ci-dessous.

Génie Mécanique

0548

U·M·I

SUJET

CODE DE SUJET

## Catégories par sujets

### HUMANITÉS ET SCIENCES SOCIALES

#### COMMUNICATIONS ET LES ARTS

Architecture	0729
Beaux-arts	0357
Bibliothéconomie	0399
Cinéma	0900
Communication verbale	0459
Communications	0708
Danse	0378
Histoire de l'art	0377
Journalisme	0391
Musique	0413
Sciences de l'information	0723
Théâtre	0465

#### ÉDUCATION

Généralités	515
Administration	0514
Art	0273
Collèges communautaires	0275
Commerce	0688
Economie domestique	0278
Education permanente	0516
Education préscolaire	0518
Education sanitaire	0680
Enseignement agricole	0517
Enseignement bilingue et multiculturel	0282
Enseignement industriel	0521
Enseignement primaire	0524
Enseignement professionnel	0747
Enseignement religieux	0527
Enseignement secondaire	0533
Enseignement spécial	0529
Enseignement supérieur	0745
Evaluation	0288
Finances	0277
Formation des enseignants	0530
Histoire de l'éducation	0520
Langues et littérature	0279

Lecture	0535
Mathématiques	0280
Musique	0522
Orientation et consultation	0519
Philosophie de l'éducation	0998
Physique	0523
Programmes d'études et enseignement	0727
Psychologie	0525
Sciences	0714
Sciences sociales	0534
Sociologie de l'éducation	0340
Technologie	0710

#### LANGUE, LITTÉRATURE ET LINGUISTIQUE

Langues	
Généralités	0679
Anciennes	0289
Linguistique	0290
Modernes	0291
Littérature	
Généralités	0401
Anciennes	0294
Comparée	0295
Médiévale	0297
Moderne	0298
Africaine	0316
Américaine	0591
Anglaise	0593
Asiatique	0305
Canadienne (Anglaise)	0352
Canadienne (Française)	0355
Germanique	0311
Latino-américaine	0312
Moyen-orientale	0315
Romane	0313
Slave et est-européenne	0314

#### PHILOSOPHIE, RELIGION ET THÉOLOGIE

Philosophie	0422
Religion	
Généralités	0318
Clergé	0319
Études bibliques	0321
Histoire des religions	0320
Philosophie de la religion	0322
Théologie	0469

#### SCIENCES SOCIALES

Anthropologie	
Archéologie	0324
Culturelle	0326
Physique	0327
Droit	0398
Economie	
Généralités	0501
Commerce-Affaires	0505
Economie agricole	0503
Economie du travail	0510
Finances	0508
Histoire	0509
Théorie	0511
Études américaines	0323
Études canadiennes	0385
Études féministes	0453
Folklore	0358
Géographie	0366
Gérontologie	0351
Gestion des affaires	
Généralités	0310
Administration	0454
Banques	0770
Comptabilité	0272
Marketing	0338
Histoire	
Histoire générale	0578

Ancienne	0579
Médiévale	0581
Moderne	0582
Histoire des noirs	0328
Africaine	0331
Canadienne	0334
États-Unis	0337
Européenne	0335
Moyen-orientale	0333
Latino-américaine	0336
Asie, Australie et Océanie	0332
Histoire des sciences	0585
Loisirs	0814
Planification urbaine et régionale	0999
Science politique	
Généralités	0615
Administration publique	0617
Droit et relations internationales	0616
Sociologie	
Généralités	0626
Aide et bien-être social	0630
Criminologie et établissements pénitentiaires	0627
Démographie	0938
Études de l'individu et de la famille	0628
Études des relations interethniques et des relations raciales	0631
Structure et développement social	0700
Théorie et méthodes	0344
Travail et relations industrielles	0629
Transports	0709
Travail social	0452

### SCIENCES ET INGÉNIERIE

#### SCIENCES BIOLOGIQUES

Agriculture	
Généralités	0473
Agronomie	0285
Alimentation et technologie alimentaire	0359
Culture	0479
Élevage et alimentation	0475
Exploitation des pâturages	0777
Pathologie animale	0476
Pathologie végétale	0480
Physiologie végétale	0817
Sylviculture et faune	0478
Technologie du bois	0746
Biologie	
Généralités	0306
Anatomie	0287
Biologie (Statistiques)	0308
Biologie moléculaire	0307
Botanique	0309
Cellule	0379
Ecologie	0329
Entomologie	0353
Génétique	0369
Limnologie	0793
Microbiologie	0410
Neurologie	0317
Océanographie	0416
Physiologie	0433
Radiation	0821
Science vétérinaire	0778
Zoologie	0472
Biophysique	
Généralités	0786
Médicale	0760

Géologie	0372
Géophysique	0373
Hydrologie	0388
Minéralogie	0411
Océanographie physique	0415
Paléobotanique	0345
Paléocologie	0426
Paléontologie	0418
Paléozoologie	0985
Palynologie	0427

#### SCIENCES DE LA SANTÉ ET DE L'ENVIRONNEMENT

Economie domestique	0386
Sciences de l'environnement	0768
Sciences de la santé	
Généralités	0566
Administration des hôpitaux	0769
Alimentation et nutrition	0570
Audiologie	0300
Chimiothérapie	0992
Dentisterie	0567
Développement humain	0758
Enseignement	0350
Immunologie	0982
Loisirs	0575
Médecine du travail et thérapie	0354
Médecine et chirurgie	0564
Obstétrique et gynécologie	0380
Ophthalmologie	0381
Orthophonie	0460
Pathologie	0571
Pharmacie	0572
Pharmacologie	0419
Physiothérapie	0382
Radiologie	0574
Santé mentale	0347
Santé publique	0573
Soins infirmiers	0569
Toxicologie	0383

#### SCIENCES PHYSIQUES

##### Sciences Pures

Chimie	
Généralités	0485
Biochimie	487
Chimie agricole	0749
Chimie analytique	0486
Chimie minérale	0488
Chimie nucléaire	0738
Chimie organique	0490
Chimie pharmaceutique	0491
Physique	0494
Polymères	0495
Radiation	0754
Mathématiques	0405
Physique	
Généralités	0605
Acoustique	0986
Astronomie et astrophysique	0606
Électronique et électricité	0607
Fluides et plasma	0759
Météorologie	0608
Optique	0752
Particules (Physique nucléaire)	0798
Physique atomique	0748
Physique de l'état solide	0611
Physique moléculaire	0609
Physique nucléaire	0610
Radiation	0756
Statistiques	0463

##### Sciences Appliqués Et Technologie

Informatique	0984
Ingénierie	
Généralités	0537
Agriculture	0539
Automobile	0540

Biomédicale	0541
Chaleur et thermodynamique	0348
Conditionnement (Emballage)	0549
Génie aérospatial	0538
Génie chimique	0542
Génie civil	0543
Génie électronique et électrique	0544
Génie industriel	0546
Génie mécanique	0548
Génie nucléaire	0552
Ingénierie des systèmes	0790
Mécanique navale	0547
Métallurgie	0743
Science des matériaux	0794
Technique du pétrole	0765
Technique minière	0551
Techniques sanitaires et municipales	0554
Technologie hydraulique	0545
Mécanique appliquée	0346
Géotechnologie	0428
Matériaux plastiques (Technologie)	0795
Recherche opérationnelle	0796
Textiles et tissus (Technologie)	0794

#### PSYCHOLOGIE

Généralités	0621
Personnalité	0625
Psychobiologie	0349
Psychologie clinique	0622
Psychologie du comportement	0384
Psychologie du développement	0620
Psychologie expérimentale	0623
Psychologie industrielle	0624
Psychologie physiologique	0989
Psychologie sociale	0451
Psychométrie	0632



**UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL**  
**ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL**

Ce mémoire intitulé:  
**COMPORTEMENT MÉCANIQUE DES UNITÉS FONCTIONNELLES:  
T3/T4, T7/T8 ET T12/L1 SAINES ET LÉSÉES  
DU RACHIS HUMAIN**

présenté par: BOUDREAULT Francis  
en vue de l'obtention du diplôme de: Maîtrise ès Sciences Appliquées  
a été dûment accepté par le jury d'examen constitué de:

Mme BERNARD Marie, Ph. D., présidente  
M. DANSEREAU Jean, Ph. D., membre et directeur de recherche  
M. LAVASTE François, Ph. D., membre

**À DTP, pour son aide inestimable**

## SOMMAIRE

---

La présente étude avait pour but d'étudier le comportement mécanique des unités fonctionnelles T3/T4, T7/T8 et T12/L1 de la région thoracique et en particulier le rôle mécanique des facettes et capsules articulaires et celui des ligaments postérieurs suivants: jaune, interépineux et surépineux. Cette étude devait aussi déterminer l'influence du pré-chargement sur la mécanique des unités fonctionnelles thoraciques. Finalement, une technique d'incorporation des résultats de cette étude dans un modèle par éléments finis d'une unité fonctionnelle devait être élaborée.

Dix-sept unités fonctionnelles furent prélevées sur 8 rachis humains (T3/T4(6), T7/T8(5) et T12/L1(6)) et étudiées à l'aide d'un dispositif expérimental (2TM-Lavaste et coll.1990) pour déterminer leur comportement mécanique. Six types d'efforts furent imposés: flexion, extension, inclinaison latérale gauche et droite, torsion droite et gauche. Ces efforts ont été imposés sur: 1) l'unité intacte, 2) l'unité sans facettes ni capsules articulaires et 3) sur l'unité avec disque intervertébral seulement (ligaments longitudinaux inclus) avec un couple maximal de 5 Nm pour les unités T3/T4 et 8 Nm pour les unités T7/T8 et T12/L1.

Les unités démontrent un comportement mécanique nonlinéaire: bi-linéaire pour les unités T3/T4 et T7/T8 et quasi-linéaire pour T12/L1. La rigidité croît du haut vers le bas thoracique. L'unité T12/L1 oppose la plus grande résistance au mouvement de tout le rachis. La rigidité initiale ( $K_i$ ) varie entre 1,0 et 4,0 Nm/dg pour tous les efforts à tous les niveaux sauf en torsion à T12/L1 ( $K_i=10,5$  Nm/dg). La rigidité finale ( $K_f$ ) est de l'ordre de 1,5 à 3 fois la rigidité initiale ( $K_i$ ) sauf pour la torsion en T12/L1 où  $K_i \approx K_f$ .

La suppression des facettes articulaires et des éléments postérieurs n'affecte pas la réponse mécanique en inclinaison latérale pour les trois types d'unités. Les éléments postérieurs ont un effet mécanique non négligeable en flexion, extension pour T3/T4 et

T12/L1 et en torsion pour le haut thoracique. La capsule articulaire joue un rôle mécanique en T3/T4 pour résister à un effort de flexion et de torsion. Cependant, au niveau de T12/L1, en plus de la capsule, les facettes articulaires contribuent aussi à la résistance à la torsion.

L'imposition d'un préchargement de 100 N augmente légèrement la mobilité pour les efforts d'inclinaison latérale et extension mais n'a pas d'effet important sur les autres sollicitations.

Une technique simple d'incorporation des résultats de cette étude dans un modèle par éléments finis d'une unité fonctionnelle repose sur l'utilisation d'une poutre équivalente pour le disque et de ressorts linéaires pour les capsules articulaires et les ligaments rachidiens.

Cette étude contribue à préciser le comportement des unités fonctionnelles dans la région thoracique en plus de fournir des données mécaniques utiles pour la confection d'un modèle par éléments finis du rachis pour les études étiologiques et cliniques de la scoliose.

## ABSTRACT

---

The purpose of this study is to find the mechanical properties of the thoracic functional unit of the human spine in order to use them in a mechanical model of the human spine structure.

Seventeen thoracic functional units from eight fresh cadaver spines (T3/T4(6), T7/T8(5) and T12/L1(6)) were loaded in a material testing machine (2TM-Lavaste et coll.1990) to determine their mechanical behavior. Six different loads were applied: flexion, extension, left lateral bending, right lateral bending, right and left torsion. All loading cases were applied: 1) on the complete functional unit, 2) on the functional unit without articular joint and 3) on reduced functional unit. The torque magnitude applied on level T3/T4 reached 5 Nm and 8 Nm for levels T7/T8 and T12/L1. Initial and final stiffness properties were calculated from the load-displacement curves. Couplings effects were also measured.

The mechanical response was non-linear at T3/T4 and T7/T8 and almost linear at T12/L1. There is a significant increase of stiffness from higher to lower thoracic level. In general, T12/L1 has the greatest resistance to movement of all the units in the spine. For the intact functional unit the results showed that initial stiffness ( $K_i$ ) varies between 1,0 and 4,0 N·m/dg for all types of load at each level except for torsion load at T12/L1 ( $K_i=10,5$  N·m/dg). Final stiffness ( $K_f$ ) is almost 1,5 to 3 times the value of the initial stiffness except for torsion at level T12/L1,  $K_i \approx K_f$  (quasi-linear response).

The removal of articular facets and posterior elements (flavum, interspinous and supraspinous ligament) did not affect the mechanical response in lateral bending for all three levels. The posterior elements have an important mechanical role in flexion and extension at level T3/T4 and T12/L1, and also in torsion at T3/T4. The capsul plays a

mechanical role at T3/T4 in flexion and torsion. At T12/L1 besides the capsul, the facets contribute to resistance of a torsional load.

A preload of 100 N affects lightly the mechanical response for each level studied in lateral bending and extension only, where an increase of range of motion was observed.

A modeling technic for a functional unit should use an equivalent beam for the intervertebral disc and a spring for each of the articular capsul and ligaments.

These data will be used as preliminary input in a finite element model to achieve a better comprehension of the thoracic fonctional unit behavior.

## **REMERCIEMENTS**

---

J'aimerais exprimer ma gratitude la plus sincère à tous ceux qui ont contribué de près ou de loin à la réalisation de cet ouvrage: Amadou Diop, ingénieur-chercheur au laboratoire de biomécanique de l'ENSAM de Paris qui m'a prodigué sa précieuse aide, ses conseils et son expérience indispensable pour la réussite de cette recherche et le personnel du laboratoire de biomécanique pour leur aide grandement appréciée.

Gerry Kiffer, chirurgien à l'Hôpital St-Vincent de Paul de Paris, qui a prélevé les pièces indispensables à la réalisation de ce projet grâce à la contribution de la faculté d'anatomie de l'Université des St-Pères de Paris.

J'aimerais remercier particulièrement François Lavaste et Wafa Skalli, respectivement professeur et maître de conférence au laboratoire de biomécanique de l'ENSAM de Paris, qui ont veillé soigneusement au déroulement de mon travail et l'ont orienté judicieusement. Finalement, Jean Dansereau, professeur au département de génie mécanique de l'École Polytechnique, qui fut un directeur de recherche apprécié pour son temps précieux qu'il m'a accordé et par ses corrections et nombreuses recommandations qu'il m'a formulées.

La réalisation de cette recherche a été rendue possible grâce à la contribution financière du fonds FCAR du gouvernement du Québec par l'entremise du versement d'une bourse à la maîtrise et du subvention du Ministère des Affaires Internationales du Québec qui a couvert les frais de transport en France.

## TABLE DES MATIÈRES

---

	<b>PAGE</b>
DÉDICACE . . . . .	iv
SOMMAIRE . . . . .	v
ABSTRACT . . . . .	vii
REMERCIEMENTS . . . . .	ix
TABLE DES MATIERES . . . . .	x
LISTE DES FIGURES . . . . .	xiv
LISTE DES TABLEAUX . . . . .	xix
LISTE DES NOTATIONS ET SYMBOLES . . . . .	xxi
LISTE DES ANNEXES . . . . .	xxii
<b>INTRODUCTION . . . . .</b>	<b>1</b>
<b>CHAPITRE 1 - RÉSUMÉ ANATOMIQUE ET REVUE DE LITTÉRATURE . . . . .</b>	<b>4</b>
1.1 Résumé anatomique . . . . .	4
1.1.1 Description du rachis . . . . .	4
1.1.2 Description de l'unité fonctionnelle . . . . .	5
1.1.2.1 Vertèbre . . . . .	5
1.1.2.2 Disque intervertébral . . . . .	7
1.1.2.3 Ligaments rachidiens . . . . .	8
1.2 Revue de littérature . . . . .	10
1.2.1 Méthodes expérimentales . . . . .	11
1.2.1.1 Spécimens étudiés . . . . .	12
1.2.1.2 Fixation du spécimen . . . . .	13
1.2.1.3 Matériel d'application de la charge . . . . .	13
1.2.1.4 Cas de chargement . . . . .	14
1.2.1.5 Lecture des déplacements . . . . .	16
1.2.1.6 Traitement des données . . . . .	17

1.2.2 Propriétés et comportement des éléments anatomiques . . . . .	17
1.2.2.1 Disque intervertébral . . . . .	17
1.2.2.2 Complexe articulaire . . . . .	20
1.2.2.3 Éléments postérieurs . . . . .	23
1.2.2.4 Unité fonctionnelle . . . . .	24
1.2.2.5 Couplage . . . . .	26
1.2.2.6 Préchargement . . . . .	26
1.3 Revue des modèles par éléments finis . . . . .	27
1.3.1 Modèles globaux . . . . .	27
1.3.1.1 Modèles d'Andriacchi, Schultz, Belytschko et Galante . . . . .	27
1.3.1.2 Modèle de Sundaram et Feng . . . . .	28
1.3.1.3 Modèle de Stokes et Laible . . . . .	28
1.3.1.4 Modèle de Portier . . . . .	30
1.3.1.5 Modèle d'Aubin et coll. . . . .	30
1.3.2 Modèles locaux . . . . .	32
1.3.2.1 Modèle de Belytschko . . . . .	32
1.3.2.2 Modèle de Kakim et King . . . . .	32
1.3.2.3 Modèle de Spilker . . . . .	33
1.3.2.4 Modèle de Shirazi-adl . . . . .	33
1.3.2.5 Modèle de Lavaste . . . . .	34
<b>CHAPITRE 2 - MATÉRIEL ET MÉTHODES . . . . .</b>	<b>35</b>
2.1 Spécimens d'étude . . . . .	35
2.1.1 Description des spécimens . . . . .	35
2.1.2 Préparation des spécimens . . . . .	36
2.2 Description de l'instrumentation . . . . .	39
2.2.1 Appareil 2TM . . . . .	39
2.2.2 Pose du système de fixation et de mise en charge . . . . .	40

2.2.3 Description des efforts appliqués . . . . .	45
2.2.4 Force de compression due au système de fixation et de mise en charge . . . . .	48
2.2.5 Acquisition des données . . . . .	50
2.2.6 Mesure de la géométrie et de l'indice de Nachemson (IN) . . . . .	51
2.2.7 Repositionnement . . . . .	52
2.3 Protocole expérimental . . . . .	54
2.4 Sollicitations avec pré-charge(APC) . . . . .	57
2.5 Lésions pratiquées . . . . .	58
2.5.1 Facectomie . . . . .	59
2.5.2 Suppression des éléments postérieurs . . . . .	59
2.6 Traitement des données . . . . .	61

<b>CHAPITRE 3 - RÉSULTATS DES EXPÉRIMENTATIONS . . . . .</b>	<b>64</b>
3.1 Données géométriques . . . . .	64
3.2 Réponse mécanique générale . . . . .	67
3.2.1 Unité fonctionnelle T3/T4 . . . . .	67
3.2.2 Unité fonctionnelle T7/T8 . . . . .	69
3.2.3 Unité fonctionnelle T12/L1 . . . . .	71
3.2.4 Comparaison des unités T3/T4, T7/T8 et T12/L1 . . . . .	74
3.3 Mobilités à 5 et 8 Nm . . . . .	77
3.4 Influence des lésions pratiquées . . . . .	79
3.5 Rigidités . . . . .	83
3.5.1 Rigidités initiales et finales de l'unité fonctionnelle . . . . .	83
3.5.2 Rigidités initiales et finales des éléments de l'unité fonctionnelle . . . . .	85
3.6 Mouvements couplés . . . . .	89
3.6.1 Unité fonctionnelle complète . . . . .	89

3.6.2	Unité fonctionnelle lésée	94
3.7	Sollicitations avec précharge	97
<b>CHAPITRE 4 - DISCUSSION</b>		<b>99</b>
4.1	Étude comparative avec la littérature	99
4.1.1	Mobilités à 5 Nm	99
4.1.2	Rigidités	102
4.1.3	Influence des lésions pratiquées	107
4.1.4	Mouvements couplés	110
4.1.5	Pré-chargement	111
4.2	Analyse des sollicitations	112
4.2.1	Flexion	112
4.2.2	Extension	113
4.2.3	Inclinaison	114
4.2.4	Torsion	115
4.3	Proposition d'une technique d'incorporation des résultats dans un modèle par éléments finis	117
4.3.1	Éléments du modèle	117
4.3.2	Propriétés mécaniques	118
4.3.2.1	Disque	118
4.3.2.2	Éléments postérieurs	119
4.3.2.3	Complexe articulaire	120
<b>CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS</b>		<b>121</b>
<b>BIBLIOGRAPHIE</b>		<b>126</b>
<b>ANNEXES</b>		<b>131</b>

## **LISTE DES FIGURES**

---

Figure 1.1 Vue a)postérieure b)latérale c)frontale de la colonne vertébrale (tirée de Rouvière <sup>47</sup> ) . . . . .	5
Figure 1.2 Vue explosée (1) et complète (2) d'une vertèbre thoracique typique (tirée de Kapandji <sup>24</sup> ) . . . . .	6
Figure 1.3 Vue en coupe (A) et plan (B) d'un disque intervertébral (tirée de White <sup>62</sup> ) . . . . .	7
Figure 1.4 Principaux ligaments rachidiens d'une unité fonctionnelle (tirée de White <sup>62</sup> ) . . . . .	8
Figure 1.5 Six forces (A) et six moments (B) appliquées sur une unité fonctionnelle (tirée de Panjabi <sup>39</sup> ) . . . . .	14
Figure 1.6 Répartition de la résistance à la rupture en tension de deux disques intervertébraux (tirée de White <sup>62</sup> ) . . . . .	18
Figure 1.7 Variation relative de la rigidité des fibres concentriques selon des directions prédéterminées (tirée de White <sup>62</sup> ) . . . . .	19
Figure 1.8 Orientation de la résistance à la rupture maximale des fibres concentriques d'un disque intervertébral (vue de plan) par rapport à un plan horizontal (0°) (tirée de White <sup>62</sup> ) . . . . .	19
Figure 1.9 Graphe effort-déplacement typique d'une sollicitation en tension appliquée sur une unité ne conservant que le complexe articulaire (tirée de Cyron <sup>11</sup> ) . . . . .	21
Figure 1.10 Schéma décrivant le rôle des facettes articulaires pour résister à la torsion en T5/T6 et T12/L1 (tirée de White <sup>62</sup> ) . . . . .	22
Figure 1.11 Graphe déplacement vs effort typique d'une sollicitation en tension appliquée sur une unité fonctionnelle . . . . .	24
Figure 1.12 Modèle par éléments finis de Sundaram et Feng . . . . .	29
Figure 1.13 Géométrie du modèle de Stokes et Laible . . . . .	29
Figure 1.14 Vue postéro-antérieure du modèle d'Aubin . . . . .	31

Figure 1.15 Représentation du maillage de l'unité fonctionnelle du modèle de Shirazi-Adl et coll. a) coupe sagittale, b) coupe du plateau supérieur, c) section horizontale et d) fibres annulaires . . . . .	33
Figure 1.16 Modèle du rachis lombaire de Lavaste et coll. . . . .	34
Figure 2.1 Structures anatomiques élémentaires d'une unité fonctionnelle conservées pour les essais expérimentaux (tirée de Kapandji <sup>24</sup> ) . . . . .	37
Figure 2.2 Vue sagittale des UF T3/T4, T7/T8 et T12/L1 du spécimen R7 . . . . .	37
Figure 2.3 Vue postéro-antérieure des UF T3/T4, T7/T8 et T12/L1 du spécimen R7 . . . . .	38
Figure 2.4 Vue apicale des UF T3/T4, T7/T8 et T12/L1 du spécimen R7 . . . . .	38
Figure 2.5 Appareil 2TM en utilisation, application d'un effort de torsion sur T7/T8 . . . . .	39
Figure 2.6 Vue semi-explosée du système de fixation et de mise en charge . . . . .	41
Figure 2.7 Vue arrière du dispositif de fixation et mise en charge (unité T7/T8) . . . . .	42
Figure 2.8 Vue générale du dispositif de fixation et mise en charge (unité T7/T8) . . . . .	42
Figure 2.9 Unité T7/T8 avec dispositif de mise en charge reposant dans le bac en acier . . . . .	44
Figure 2.10 Vue générale d'une unité T7/T8 en position d'essai sur la 2TM. . . . .	44
Figure 2.11 Diagramme du corps libre (DCL) simplifié des efforts en flexion/extension et inclinaison sur la vertèbre supérieure . . . . .	46
Figure 2.12 Diagramme du corps libre (DCL) simplifié d'un effort en torsion sur la vertèbre supérieure . . . . .	46
Figure 2.13 Vue de côté d'une sollicitation en flexion sur une unité T12/L1 . . . . .	47
Figure 2.14 Vue de dessus d'une sollicitation en torsion sur une unité T12/L1 . . . . .	47
Figure 2.15 Repère géométrique local associé à la vertèbre supérieure . . . . .	51
Figure 2.16 Description schématique des mesures géométriques relevées sur les unités fonctionnelles . . . . .	52

Figure 2.17 Vue générale du mode de chargement avec précharge en flexion et vue de profil du DCL simplifié de la vertèbre supérieure . . . . .	57
Figure 2.18 Vue arrière d'une unité T12/L1 intacte sur l'appareil 2TM . . . . .	59
Figure 2.19 Vue arrière d'une facectomie d'une unité T12/L1 sur l'appareil 2TM . . . . .	60
Figure 2.20 Vue arrière d'une unité T12/L1 ayant subi la suppression des éléments postérieurs sur l'appareil 2TM . . . . .	60
Figure 3.1 Réponse moyenne de l'unité T3/T4 à la sollicitation en flexion/extension . . . . .	67
Figure 3.2 Réponse moyenne l'unité T3/T4 à la sollicitation en inclinaison g/d .	68
Figure 3.3 Réponse moyenne de l'unité T3/T4 à la sollicitation en torsion d/g .	68
Figure 3.4 Réponse moyenne de l'unité T7/T8 à la sollicitation en flexion/extension . . . . .	69
Figure 3.5 Réponse moyenne de l'unité T7/T8 à la sollicitation en inclinaison g/d . . . . .	70
Figure 3.6 Réponse moyenne de l'unité T7/T8 à la sollicitation en torsion d/g . . . . .	70
Figure 3.7 Réponse moyenne de l'unité T12/L1 à la sollicitation de flexion/extension . . . . .	71
Figure 3.8 Réponse moyenne de l'unité T12/L1 à la sollicitation en inclinaison g/d . . . . .	71
Figure 3.9 Réponse moyenne de l'unité T12/L1 à la sollicitation en torsion d/g . . . . .	72
Figure 3.10 Réponse moyenne comparée des unités T3/T4, T7/T8 et T12/L1 à la sollicitation en flexion/extension . . . . .	74
Figure 3.11 Réponse moyenne comparée les unités T3/T4, T7/T8 et T12/L1 à la sollicitation en inclinaison g/d . . . . .	74
Figure 3.12 Réponse moyenne comparée des unités T3/T4, T7/T8 et T12/L1 à la sollicitation en torsion d/g . . . . .	75

Figure 3.13 Réponse moyenne comparée des unités T3/T4, T7/T8 et T12/L1 des rachis R3,R4,R5 et R6 à la sollicitation en inclinaison g/d . . . . .	76
Figure 3.14 Moyenne des rotations obtenues pour les unités T3/T4, T7/T8 et T12/L1 pour un couple de 5 Nm . . . . .	77
Figure 3.15 Moyenne des rotations obtenues pour les unités T7/T8 et T12/L1 pour un couple de 8 Nm . . . . .	78
Figure 3.16 Accroissement en pourcentage de la mobilité pour mesurer l'influence de la lésion du complexe articulaire et des éléments postérieurs pour les 4 sollicitations primaires et les 3 types d'unités. . . . .	80
Figure 3.17 Moyenne des rigidités initiales pour les unités T3/T4, T7/T8 et T12/L1 . . . . .	83
Figure 3.18 Moyenne des rigidités finales pour les unités T3/T4, T7/T8 et T12/L1 . . . . .	84
Figure 3.19 Pourcentage de la contribution à la rigidité initiale de l'UF des trois principaux éléments anatomiques pour les unités T3/T4, T7/T8 et T12/L1 . . . . .	87
Figure 3.20 Pourcentage de la contribution à la rigidité finale de l'UF des trois principaux éléments anatomiques pour les unités T3/T4, T7/T8 et T12/L1 . . . . .	88
Figure 3.21 Ratios des mouvements couplés sur le mouvement principal pour les six UF T3/T4 complètes (R2 à R7) déterminées à 5 Nm . . . . .	90
Figure 3.22 Ratios des mouvements couplés sur le mouvement principal pour les cinq UF T7/T8 complètes (R3 à R7) déterminés à 8 Nm . . . . .	91
Figure 3.23 Ratios des mouvements couplés sur le mouvement principal pour 5 UF T12/L1 complètes (R3 à R6 et R8) déterminés à 8 Nm . . . . .	92
Figure 3.24 Ratios des mouvements couplés sur le mouvement principal en torsion pour essai UFC-AC-DS de l'UF T12/L1 à 8 Nm . . . . .	95
Figure 3.25 Ratios des mouvements couplés sur le mouvement principal en inclinaison pour essai UFC-AC-DS de l'UF T7/T8 à 8 Nm . . . . .	96

Figure 4.1 Comparaison des mobilités moyennes à 5 Nm des UF thoraciques tirées de la littérature . . . . .	100
Figure 4.2 Comparaison des mobilités moyennes à 5 Nm des UF lombaires et T12/L1 tirées de la littérature . . . . .	101
Figure 4.3 Comparaison des rigidités initiales au niveau thoracique tirées de la littérature vs l'unité T7/T8 . . . . .	104
Figure 4.4 Comparaison des rigidités finales au niveau thoracique tirées de la littérature vs l'unité T7/T8 . . . . .	105
Figure 4.5 Comparaison des rigidités initiales au niveau lombaire tirées de la littérature vs l'unité T12/L1 . . . . .	106
Figure 4.6 Accroissement de la mobilité en % après lésions du CA et des EP au niveau thoracique . . . . .	107
Figure 4.7 Comparaison de l'accroissement de mobilité en % après lésions du CA et des EP individuellement au niveau lombaire et T12/L1 . . . . .	108
Figure 4.8 Comparaison de l'accroissement de mobilité en % après lésions combinées du CA et EP au niveau lombaire et T12/L1 . . . . .	109
Figure 4.9 Comparaison d'un accroissement de mobilité avec une précharge en % de Panjabi en L2/L3 vs les 3 types d'unités . . . . .	111
Figure 4.10 Schéma simplifié de répartition de la rigidité en flexion des EP . . .	119

## **LISTE DES TABLEAUX**

---

Tableau 2.1 Portrait des spécimens étudiés: sexe, âge et type d'unité prélevée . . . . .	35
Tableau 2.2 Moment maximal et incrément appliqué sur les unités . . . . .	48
Tableau 2.3 Masses et forces verticales des différentes composantes de chargement pour sollicitation SPC et APC . . . . .	49
Tableau 2.4 Pourcentage de poids corporel de la résultante des forces sur les vertèbres T4, T7 et T12 en position debout et assis (adapté de Cosson et Duval-Beaupère <sup>10</sup> ) . . . . .	58
Tableau 3.1 Données géométriques du disque et du corps vertébral supérieur de l'unité T3/T4 . . . . .	65
Tableau 3.2 Données géométriques du disque et du corps vertébral supérieur de l'unité T7/T8 . . . . .	65
Tableau 3.3 Données géométriques du disque et du corps vertébral supérieur de l'unité T12/L1 . . . . .	66
Tableau 3.4 Classification par degré de l'influence des lésions du complexe articulaire et des éléments postérieurs selon le type de sollicitations . . . . .	81
Tableau 3.5 Rigidités initiales pour l'unité complète, le disque intervertébral, le complexe articulaire et les éléments postérieurs . . . . .	85
Tableau 3.6 Rigidités finales pour l'unité complète, le disque intervertébral, le complexe articulaire et les éléments postérieurs . . . . .	86
Tableau 3.7 Mouvements secondaires en rotation des unités fonctionnelles étudiées . . . . .	93

Tableau 3.8	Accroissement en % des mobilités obtenus sans (0 N) et avec précharge (100 N) pour les unités T3/T4(R7), T7/T8(R7) et T12/L1(R8) . . . . .	98
Tableau 4.1	Mouvements secondaires en rotation des unités fonctionnelles étudiées comparées aux observations antérieures . . . . .	110

## **LISTE DES NOTATIONS ET SYMBOLES**

---

- A : aire du disque (mm<sup>2</sup>)
- e : épaisseur du disque (mm)
- h : hauteur du corps vertébral de la vertèbre supérieure (mm)
- IN : Indice de Nachemson
- K<sub>i</sub> : rigidité initiale (Nm/dg)
- K<sub>f</sub> : rigidité finale (Nm/dg)
- K<sub>uf</sub> : rigidité de l'unité fonctionnelle (Nm/dg)
- K<sub>ac</sub> : rigidité de l'unité fonctionnelle sans le complexe articulaire (Nm/dg)
- K<sub>ds</sub> : rigidité de l'unité fonctionnelle sans le complexe articulaire et les éléments postérieurs (Nm/dg)
- K<sub>ca</sub> : rigidité équivalente du complexe articulaire (Nm/dg)
- K<sub>ep</sub> : rigidité équivalente des éléments postérieurs (Nm/dg)
- L<sub>1</sub> : dimension sagittale du plateau supérieur de la vertèbre supérieure (mm)
- L<sub>2</sub> : dimension frontale du plateau supérieur de la vertèbre supérieure (mm)
- Θ : rotation (dg)

## **LISTE DES ANNEXES**

---

Annexe A - Réponse mécanique pour les unités fonctionnelles des spécimens R3, R4, R5 et R6 . . . . .	131
Annexe B - Résultats numériques des mobilités . . . . .	133
Annexe C - Résultats numériques de l'influence des lésions . . . . .	134
Annexe D - Résultats numériques des ratios de couplage et graphes des ratios de couplage des unités lésées . . . . .	140

## INTRODUCTION

---

Le rachis squelettique humain possède une structure mécanique complexe qui a fait l'objet de nombreuses recherches au niveau de son anatomie, de sa mécanique ainsi que de ses anomalies physiologiques. Au cours des deux dernières décennies, un effort constant fut appliqué pour le développement de modèles mathématiques simulant le comportement de la colonne vertébrale pour mener à une compréhension approfondie des mécanismes intimes du rachis<sup>2,57</sup>. La scoliose, déviation tridimensionnelle du rachis de sa configuration spatiale naturelle, a fait l'objet de multiples études et le dernier des outils mis à la disposition des chercheurs est la modélisation numérique<sup>3,44,56</sup>.

Les données mécaniques nécessaires à la confection de ces modèles proviennent d'essais *in vitro*. Depuis les publications de Markolf<sup>31</sup> et Panjabi et coll.<sup>40</sup>, peu de résultats mécaniques ont été présentés sur les unités thoraciques. Ceux-ci sont insuffisants et ne mettent pas en évidence l'effet non négligeable des facettes et capsules articulaires et des éléments postérieurs selon Lavaste et coll.<sup>30</sup>. La plupart de ces modèles représentent le rachis (Portier<sup>44</sup>) et parfois le thorax (Stokes et Laible<sup>56</sup>, Aubin<sup>3</sup>) ou bien modélisent une seule unité fonctionnelle (Shirazi-Adl et coll.<sup>53</sup>).

L'utilisation d'un modèle mathématique tel que développé par Aubin<sup>3</sup> permet d'étudier les causes pathologiques de la scoliose ainsi que d'améliorer les techniques correctives du rachis scoliose.

Cependant, la tâche de modélisation entreprise demeure incomplète à cause d'une carence dans la littérature des données concernant le comportement mécanique de la région thoracique du rachis. Cette insuffisance de données de qualité bloque l'avancement des travaux qui conduit à la réalisation d'un modèle raffiné, représentant fidèlement le comportement du rachis.

Le projet de recherche décrit dans le présent document constitue une étape dans la progression de la connaissance des propriétés mécaniques de la région thoracique. Cette étude s'intéresse particulièrement aux unités fonctionnelles T3/T4, T7/T8 et T12/L1 qui couvrent les trois principales régions thoraciques: haut (T3/T4), moyen (T7/T8) et bas (T12/L1, joint thoraco-lombaire ou joint charnière). Ces résultats permettront de préciser le comportement de l'unité fonctionnelle au niveau thoracique et du joint thora-colombaire et surtout de déterminer plus précisément le rôle joué par chacun des éléments anatomiques actifs qui composent l'unité au point de vue mécanique: disque intervertébral, capsule et facettes articulaires ainsi que les ligaments rachidiens.

Dix-sept unités fonctionnelles provenant de huit spécimens cadavériques furent étudiées à l'aide d'un dispositif expérimental (2TM/Lavaste et coll.<sup>30</sup>) afin de déterminer leur comportement mécanique. Six efforts furent imposés sur les unités fonctionnelles complètes et avec les lésions suivantes: ablation des facettes et capsules articulaires suivie d'une excision des ligaments jaune, interépineux et surépineux. Des efforts de flexion, extension, inclinaison latérale gauche et droite, torsion droite et gauche ont été appliqués sur l'unité intacte et lésée avec couple maximal de 5 Nm pour T3/T4 et 8 Nm pour T7/T8 et T12/L1. Une étude avec précharge de 100 N a été réalisée pour vérifier l'influence d'un préchargement sur la mécanique de l'unité.

Le chapitre 1 présente un court résumé anatomique des constituantes fondamentales du rachis, suivi d'une revue de littérature qui expose les principales expérimentations *in vitro* réalisées sur les unités rachidiennes et ses composantes ainsi que le comportement mécanique déduit de ces recherches. Finalement, une revue des principaux modèles par éléments finis globaux et locaux du rachis complète ce chapitre.

Le chapitre 2 décrit le matériel d'étude, l'instrumentation et la méthode expérimentale suivie afin d'obtenir les résultats conformes aux objectifs de ce document.

Les résultats obtenus sont présentés au chapitre 3. Les données géométriques complètes pour chacun des trois types d'unités sont présentées suivies de la réponse mécanique (rotation engendrée par l'effort), des mobilités (rotations à 5 ou 8 Nm), de l'influence des lésions pratiquées, des rigidités, du couplage observé et finalement de l'effet du préchargement.

Le dernier chapitre présente la discussion des résultats qui se composent, dans la première partie, de la comparaison avec les résultats de la littérature et, dans la seconde, d'une synthèse générale du comportement des trois types d'unités fonctionnelles et de ses éléments anatomiques pour chacune des sollicitations appliquées. La dernière section présente une technique simplifiée d'incorporation de ces résultats dans un modèle par éléments finis d'une unité fonctionnelle.

Finalement, une conclusion permet de dégager les principales idées émanant de ce travail suivi de la formulation des recommandations provenant de la réalisation de cette recherche.

## **CHAPITRE 1 - RÉSUMÉ ANATOMIQUE ET REVUE DE LITTÉRATURE**

---

Ce chapitre contient un résumé de l'anatomie du rachis et de l'unité fonctionnelle, une revue de littérature sur les méthodes expérimentales et les propriétés mécaniques des unités fonctionnelles ainsi qu'une revue des principaux modèles par éléments finis du rachis et de l'unité fonctionnelle.

### **1.1 Résumé anatomique**

Ce résumé présente brièvement la structure osseuse et ligamentaire du rachis en portant attention à la composante primaire qui le compose: l'unité fonctionnelle.

#### **1.1.1 Description du rachis**

Le rachis sert principalement chez l'être humain de support et de protection du tronc médullaire rachidien. Composé de 33 à 35 vertèbres selon les individus, le rachis est divisé en cinq zones (figure 1.1) définies suivant une différenciation morphologique entre les vertèbres et les courbes particulières à ces régions.

Sept vertèbres composent la région cervicale, douze la zone thoracique, la partie lombaire en compte cinq, les vertèbres sacrées au nombre de cinq sont regroupées dans la même masse osseuse pour créer le sacrum et finalement de deux à quatre vertèbres coccygiennes fusionnées complètent la colonne vertébrale à son extrémité inférieure.

Chez le sujet sain, la colonne vertébrale adopte une configuration dans l'espace définie par deux courbes principales dans le plan sagittal et par une ligne verticale dans le plan frontal. La courbe au niveau thoracique se nomme la cyphose, induite par la forme cylindrique angulaire obtuse des disques intervertébraux. Tandis que la lordose, au niveau lombaire, résulte d'une angulation de forme des corps vertébraux<sup>62</sup>.

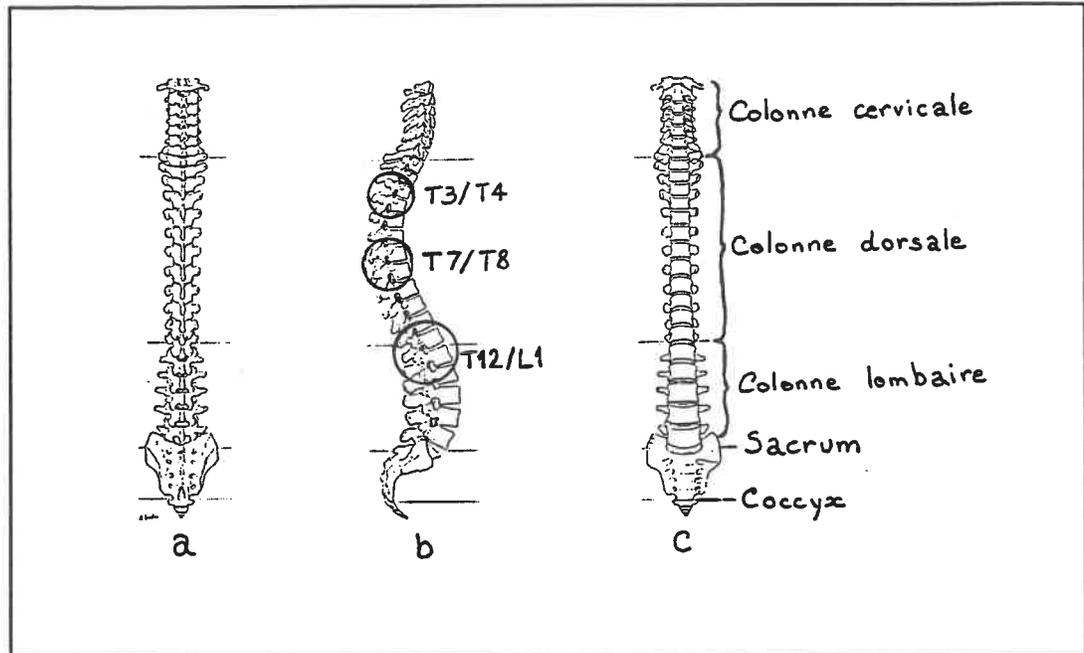


Figure 1.1 - Vue a)postérieure b)latérale c)frontale de la colonne vertébrale (tirée de Rouvière<sup>47</sup>)

Ces courbes anatomiques améliorent, du point de vue mécanique, la flexibilité du complexe rachidien et sa capacité d'absorption des chocs. Elles lui procurent aussi une rigidité et une stabilité accrue.

### 1.1.2 Description de l'unité fonctionnelle

L'unité fonctionnelle (UF) est la plus petite unité structurale du rachis, qui est constitué d'un empilement de ces éléments. La structure complète de l'unité fonctionnelle se compose de deux vertèbres, du disque intervertébral et de sept ligaments rachidiens.

#### 1.1.2.1 Vertèbre

La vertèbre (figure 1.2) revêt la forme d'un cylindre à l'avant, soit le corps vertébral (1), et d'un anneau à l'arrière, soit l'arc neural (4 et 5). Le corps vertébral est intimement associé au disque intervertébral par l'entremise de ses plateaux supérieurs et inférieurs qui regardent concavement vers l'intérieur. L'arc neural, constitué de deux

pédicules (2 et 3) et deux lames qui se fusionnent à l'arrière, est pourvu de sept protubérances osseuses principales: deux apophyses transverses (9 et 11), deux facettes articulaires supérieures (6 et 7), deux facettes articulaires inférieures (8, seule la droite est représentée) et l'apophyse épineuse (12). La morphologie des vertèbres varie graduellement de l'Atlas (la première cervicale) au sacrum.

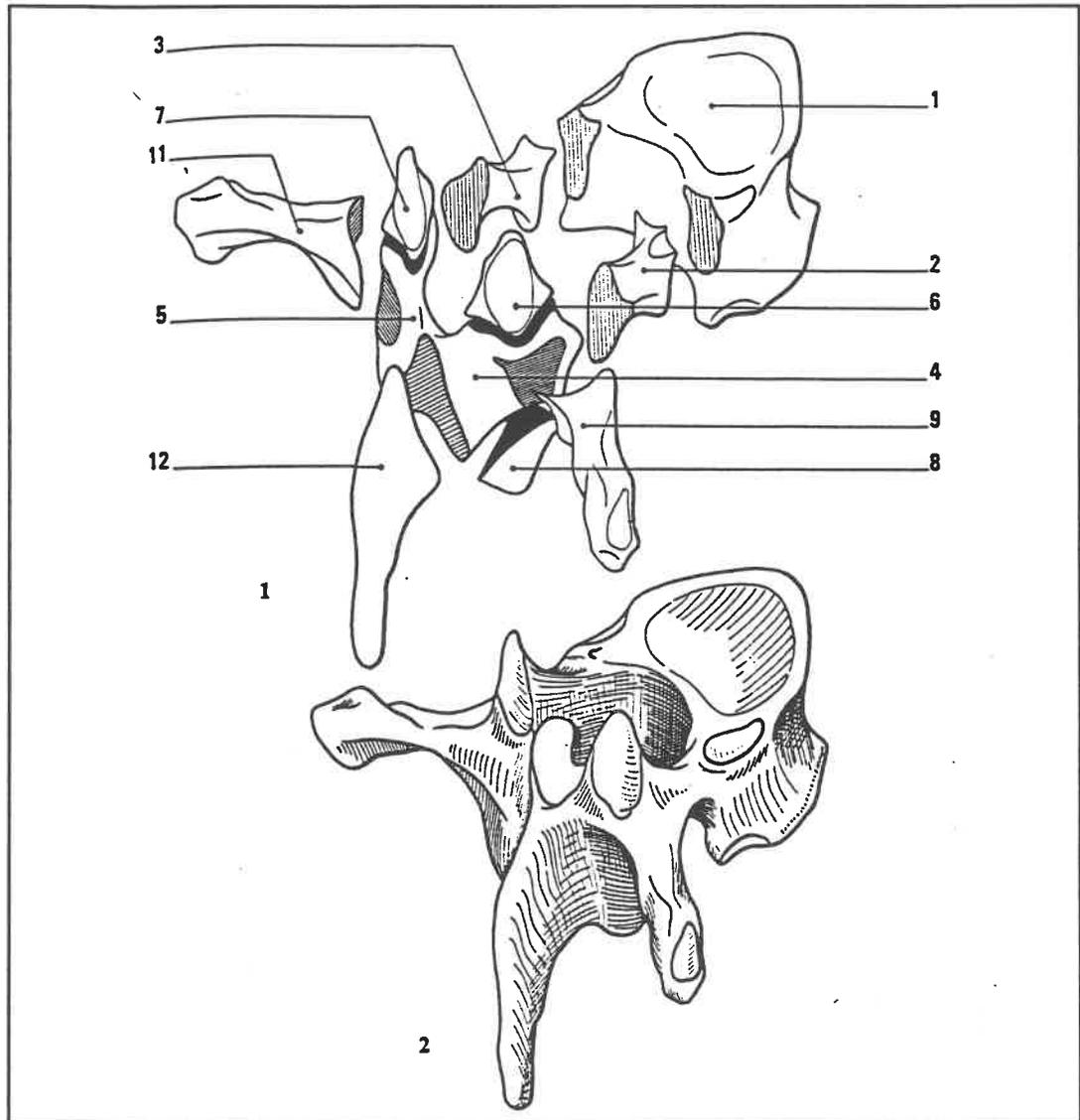


Figure 1.2 - Vue explosée (1) et complète (2) d'une vertèbre thoracique typique (tirée de Kapandji<sup>24</sup>)

### 1.1.2.2 Disque intervertébral

Le disque intervertébral (figure 1.3) est la composante fondamentale de l'unité fonctionnelle qui absorbe une partie importante de l'effort appliqué sur l'unité. Il est constitué principalement de trois substances fondamentales qui se répartissent comme suit: un noyau pulpeux ceint de bandes concentriques de fibres annulaires recouvertes à ses extrémités par deux plateaux cartilagineux (figure 1.3 B).

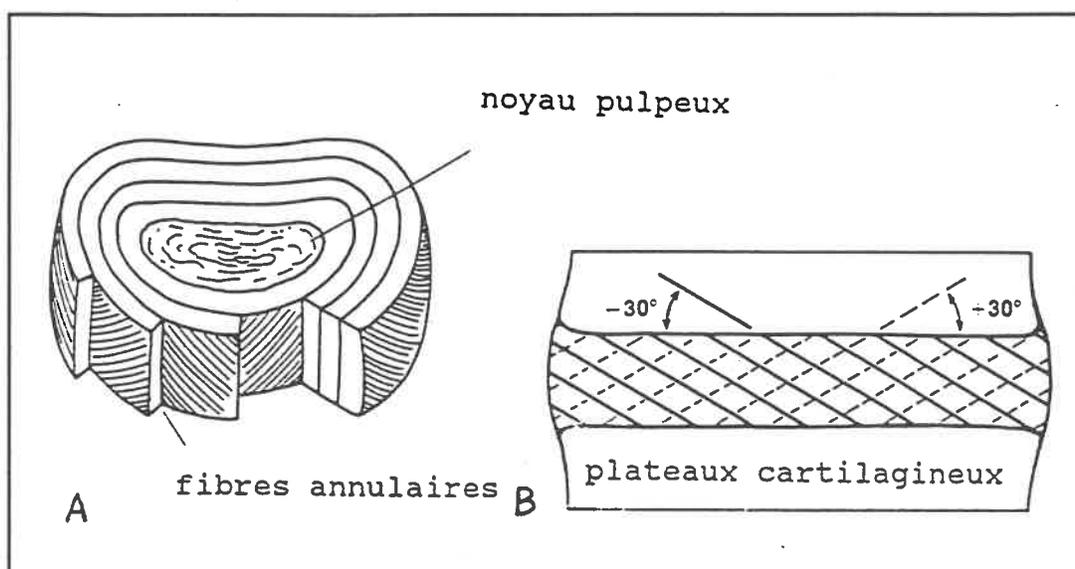


Figure 1.3 - Vue en coupe (A) et plan (B) d'un disque intervertébral (tirée de White<sup>62</sup>)

Le noyau pulpeux se compose d'un réseau fibrillaire reposant dans un gel de mucopolysaccharides constitué de 70 à 90 % d'eau. Quant aux anneaux fibreux, ils se détachent et se différencient graduellement du noyau vers la périphérie discale. L'orientation des fibres, qui composent les bandes, alterne d'une bande voisine à l'autre de  $+30^\circ$  à  $-30^\circ$  (figure 1.3 A). Pour leur part, les plateaux cartilagineux enferment le noyau et les bandes fibreuses pour former le disque intervertébral.

### 1.1.2.3 Ligaments rachidiens

Les ligaments, structures uniaxiales, supportent uniquement les charges en tension. Deux fonctions principales leur sont dévolues: assurer un mouvement physiologique adéquat avec un minimum d'énergie musculaire et protéger le tronc rachidien lors des situations où des charges dynamiques rapides sont transmises au rachis.

Les ligaments exclusivement vertébraux, au nombre de sept, sont présentés à la figure 1.4 suivi de la description de leur localisation.

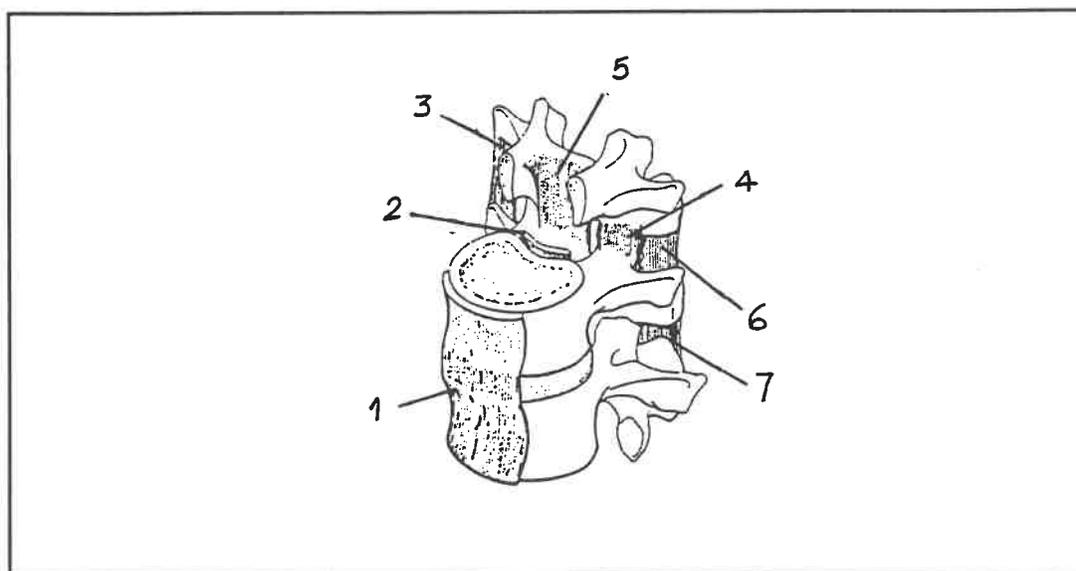


Figure 1.4 - Principaux ligaments rachidiens d'une unité fonctionnelle (tirée de White<sup>62</sup>)

- 1) Le ligament antérieur longitudinal s'étale de l'atlas jusqu'au sacrum. Il est attaché fermement au corps vertébral, mais avec une intensité moindre au niveau du disque intervertébral.
- 2) Le ligament postérieur longitudinal est semblable au ligament antérieur mais situé postérieurement au corps vertébral.

3) Le ligament intertransverse relie les apophyses transverses.

4) Le ligament capsulaire est une capsule fibreuse qui relie les facettes articulaires de la vertèbre supérieure à la vertèbre inférieure. Le rôle mécanique que joue cette capsule et la facette qu'elle recouvre fera l'objet d'une attention particulière dans cette étude.

5) Le ligament flavia (jaune) est situé postérieurement à l'intérieur du canal rachidien.

6) Les ligaments interépineux relient l'apophyse épineuse de la vertèbre supérieure à celle de la vertèbre inférieure.

7) Les ligaments surépineux s'attachent aux extrémités des apophyses épineuses.

Pour les fins de la présente étude, le ligament jaune, l'interépineux et le surépineux ont été étudiés conjointement et regroupés sous le terme éléments postérieurs alors que l'ensemble ligaments capsulaires-facettes articulaires est appelé complexe articulaire.

Après avoir dressé un bref profil anatomique du rachis, les prochaines sections traiteront des travaux antérieurs à ce document qui ont guidé la réalisation des expérimentations de ce projet.

## 1.2 Revue de littérature

La présente section a pour but d'établir une liste sommaire des méthodes utilisées pour acquérir les caractéristiques mécaniques et les principales propriétés des éléments anatomiques de l'unité fonctionnelle déterminées dans la littérature. Les expérimentations de ce document portent uniquement sur les unités haut thoracique (T3/T4) et moyen (T7/T8) et l'unité thoraco-lombaire (T12/L1). Cette revue ne se concentre donc que sur les expérimentations au niveau des régions thoraciques et lombaires. Une attention particulière est aussi accordée aux sollicitations statiques.

Nous présentons préalablement un bref historique des principales recherches effectuées dans ce domaine. Les premières investigations furent conduites par Virgin<sup>60</sup> en 1951 qui fut l'initiateur d'une approche expérimentale afin de quantifier les propriétés descriptives des joints intervertébraux. Il a réalisé des tests en compression et présenté des graphes de charges vs déplacements pour les disques lombaires préservés dans une solution de Ringer. La recherche des propriétés mécaniques des disques intervertébraux s'est poursuivie avec Brown et coll.<sup>7</sup> qui ont contribué à produire plus de données en compression sur des disques lombaires non préservés.

Au début des années soixante-dix, plusieurs travaux ont permis de préciser le comportement de l'unité fonctionnelle. White<sup>61</sup> étendit l'étude sur des unités fonctionnelles thoraciques complètes avec des sollicitations plus complexes tels que flexion/extension, inclinaison et torsion; de plus, il étudia l'influence des éléments postérieurs. Farfan et coll.<sup>14</sup> étudièrent méthodiquement l'influence de la torsion au niveau lombaire et la dégénérescence associée au disque. Markolf<sup>61</sup>, en 1972, introduisit une méthode efficace d'obtention des propriétés mécaniques et publia les premiers résultats présentant des valeurs de rigidité en tension, compression, flexion, extension, inclinaison et torsion, et ce pour les niveaux T7-L4 puis étudia l'influence des éléments postérieurs (noter que l'utilisation du tiret "-" représente toutes les unités fonctionnelles entre ces deux niveaux T7 et L4 et l'utilisation du "/" signifie cette unité en particulier).

Plus tard, l'étude de Panjabi et coll.<sup>39</sup> introduisit officiellement les concepts de couplage (mouvement secondaire observé qui ne se produit pas dans le sens de l'effort) et de préchargement (force de compression interne due au poids du corps humain qui s'exerce sur les unités fonctionnelles du rachis, elle varie selon la posture adoptée, le poids du sujet et le niveau vertébral) ainsi que la notion de matrice de flexibilité et rigidité. Cette étude permit d'obtenir pour la première fois une représentation tri-dimensionnelle complète du comportement des unités fonctionnelles rachidiennes au niveau thoracique.

Puis, Schultz et coll.<sup>51</sup>, Berkson et coll.<sup>6</sup> et Tencer et coll.<sup>58</sup> déterminèrent des propriétés mécaniques des unités fonctionnelles au niveau lombaire s'inspirant des mêmes méthodes développées par Panjabi en plus d'étudier l'influence de l'excision des éléments anatomiques postérieurs.

Par la suite, plusieurs études contribuèrent à accumuler des données mécaniques sur les différentes composantes de l'unité. Nous ne mentionnons que les principales études connues. Cyron et Hutton<sup>11</sup> étudièrent les éléments postérieurs et Skipor et coll.<sup>52</sup>, la capsule articulaire suivi de Myklebust et coll.<sup>32</sup> et Hukins et coll.<sup>23</sup> qui étudièrent les propriétés mécaniques des ligaments des unités thoraciques et lombaires. La suite de cette revue expose premièrement les méthodes expérimentales utilisées par ces auteurs, suivie des propriétés mécaniques déduites par leurs recherches.

### **1.2.1 Méthodes expérimentales**

Nous présentons dans cette section les principales méthodes expérimentales utilisées par les auteurs cités précédemment afin d'extraire les propriétés mécaniques désirées. Il sera donc discuté des spécimens étudiés et de leur mode de fixation, du matériel de mise en charge et des types de chargement appliqués, des méthodes de lecture des déplacements et finalement du traitement des données.

### 1.2.1.1 Spécimens étudiés

Les premiers essais ont porté uniquement sur l'unité fonctionnelle lombaire et ses éléments pour des raisons cliniques; la région lombaire fut la première étudiée en raison de son importance dans les désordres cliniques du rachis (hernie discale). Seuls Markolf<sup>31</sup>(T7-T12), White<sup>61</sup>(T1-T12) et Panjabi et coll.<sup>40</sup>(T1-T12) ont réalisé des études importantes au niveau thoracique.

Citons quelques chiffres pour démontrer l'écart important qui existe entre les études lombaires et thoraciques. Parmi les plus importantes études sur la région lombaire, mentionnons les expérimentations réalisées par Virgin<sup>60</sup> avec 51 rachis (nombre d'unités de L1 à L5 non mentionnées), Brown et coll.<sup>7</sup> avec 6 rachis (nombre d'unités non mentionnées), Farfan et coll.<sup>14</sup> avec 90 unités lombaires provenant de 66 spécimens cadavériques, Markolf<sup>31</sup> avec 26 unités lombaires (L1-L5) et Schultz et coll.<sup>51</sup> avec 42 unités lombaires (L1-L5).

Les principales études sur la région thoracique sont celles de Panjabi et coll.<sup>40</sup> qui a étudié douze unités thoraciques de T1 à T12 (une unité par niveau) provenant de 5 rachis, de Markolf<sup>31</sup> qui a analysé 20 unités thoraciques (T7-T12) ainsi que 6 unités T12/L1 (le seul auteur qui a étudié le joint charnière T12/L1) extraites de 17 rachis et finalement celle de White<sup>61</sup> avec 5 unités pour les niveaux T1/T2, T3/T4, T5/T6, T7/T8, T9/T10 et T11/T12.

Le décompte suivant peut être dressé à partir des chiffres précédents pour les unités fonctionnelles visées par cette étude. Au niveau T3/T4: 6 unités, au niveau T7/T8: 8 unités et au niveau T12/L1: 6 unités, ce qui signifie qu'au plus une vingtaine d'unités ont été étudiées à ces niveaux. Ce faible nombre exprime le besoin pressant d'une étude de caractérisation des propriétés mécaniques de ces unités. Mentionnons que dix de ces unités proviennent des études de White qui ne rapporte pas de valeurs de propriétés mécaniques.

### 1.2.1.2 Fixation du spécimen

Le système de fixation du spécimen doit permettre l'application de la charge et la lecture du déplacement au point d'application afin de décrire complètement le comportement tridimensionnel de l'unité<sup>38</sup>. Le système de fixation utilisé dans cette étude pour les unités thoraciques correspond à cette description.

### 1.2.1.3 Matériel d'application de la charge

L'étude du comportement des unités fonctionnelles nécessite une méthodologie d'expérimentation complexe. La reproduction du comportement physiologique du rachis requiert l'application de forces et moments à l'aide d'un matériel expérimental qui n'interfère pas avec le comportement intrinsèque de l'unité. La complexité du rachis rend l'étude ardue et variée, ce qui conduit à l'absence de normes dans l'expérimentation *in vitro* (essai sur un tissu isolé dans un environnement de laboratoire).

Plusieurs auteurs<sup>6,7,8,31,60</sup> utilisent, pour appliquer des charges aux extrémités des spécimens (généralement en compression et tension), des appareils servo-hydrauliques (ou mécaniques) tels MTS (MTS systems corp., Minneapolis, Minnesota) ou INSTRON (INSTRON Corp., Canton, Massachusetts). Les appareils servo-hydrauliques procurent une application précise des chargements contrôlés électroniquement.

Les machines de tension-compression servo-hydrauliques de types INSTRON ou MTS ne sont pas adaptées pour des sollicitations complexes; c'est pourquoi plusieurs chercheurs ont fabriqué leur propre montage afin d'étudier les propriétés des unités fonctionnelles<sup>1,11,31,40,51,52,58</sup>. L'application des sollicitations et l'acquisition des données varient selon les laboratoires. Le montage expérimental du présent document fait partie de cette dernière catégorie.

### 1.2.1.4 Cas de chargement

Afin de décrire complètement la mécanique de l'unité fonctionnelle et de ses éléments, il faut déterminer les déplacements produits suite à l'application de 6 forces et 6 moments<sup>38</sup> illustrés à la figure 1.5. Les forces se divisent en deux groupes: tension/compression ( $F_y$ ) et forces de cisaillement latérale ( $F_x$ ) et postéro-antérieur ( $F_z$ ). Les moments correspondent à trois efforts de base: flexion/extension ( $M_x$ ), inclinaison latérale ( $M_z$ ) et torsion axiale ( $M_y$ ).

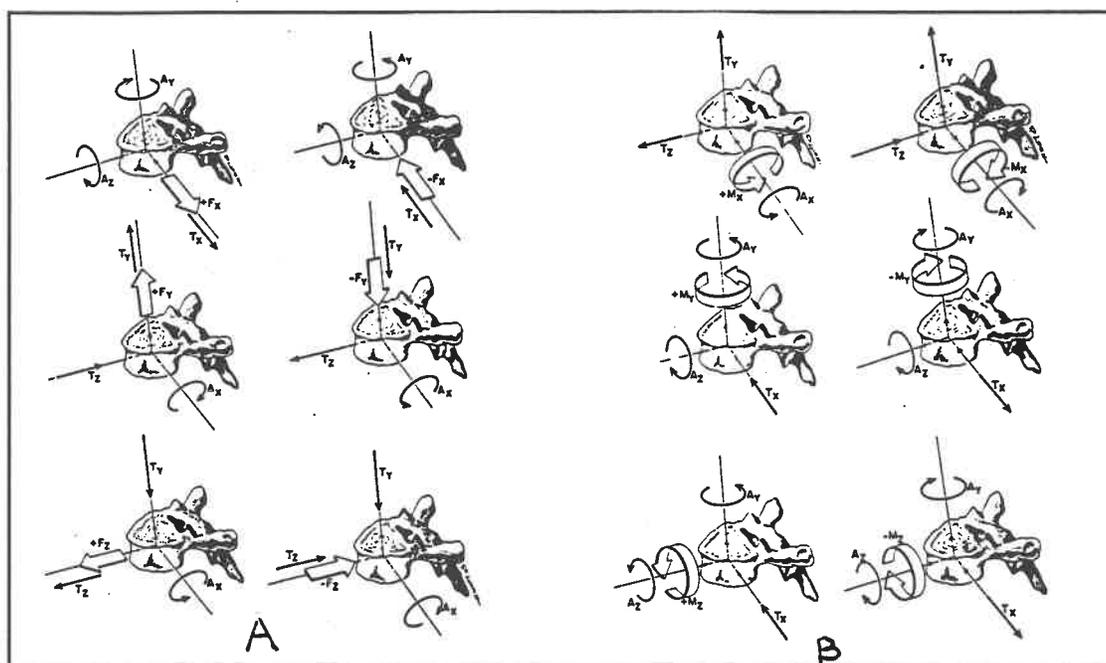


Figure 1.5 Six forces (A) et six moments (B) appliqués sur une unité fonctionnelle (tirée de Panjabi<sup>39</sup>)

La compression étant anciennement considérée la principale cause de la hernie discale, cette sollicitation a été principalement et exclusivement étudiée par les premiers auteurs<sup>7,60</sup>. Par la suite, la torsion<sup>14</sup> et finalement la gamme complète d'efforts<sup>31,39</sup> ont été incluses aux cas de chargement imposés. L'intensité de ces forces et moments variant d'une recherche à l'autre, seuls les chargements choisis parmi les publications les plus importantes seront présentés. En ce qui concerne les pièces anatomiques étudiées, elles peuvent être intactes ou amputées de certains éléments anatomiques.

Virgin<sup>60</sup> a imposé des charges en compression avec incréments de 222 N, jusqu'à la rupture, jusqu'à 2224 N suivi d'une décharge à 0 N (sur disque sain et dégénéré) et deux charges-décharges successives à 2224 N.

Brown et coll.<sup>7</sup> ont imposé des charges en compression sur des disques intervertébraux lombaires avec incréments de 222 et 444 N jusqu'à une charge supérieure de 1334 N. Farfan et coll.<sup>14</sup> ont imposé des moments de torsion sur des unités fonctionnelles complètes, amputées de certains éléments postérieurs ainsi que sur le disque intervertébral seul.

Schultz et coll.<sup>51</sup> ont imposé des moments de 10,6 Nm en flexion/extension, inclinaison, torsion et appliqué des forces de 86 et 150 N en cisaillement latéral droit, antérieur et postérieur (voir figure 1.5). Les essais ont été effectués sur des unités fonctionnelles complètes ou diminuées des éléments postérieurs avec une précharge de 400 N. Tencer et coll.<sup>58</sup> ont imposé des forces en compression et cisaillement ainsi que des couples en flexion/extension, inclinaison latérale et torsion avec ajustement de la pression intra-discale à 626 Kpa avant chaque essai. Les essais ont été réalisés sur des unités lombaires intactes et lésées.

White<sup>61</sup> a imposé des efforts de compression et des moments de flexion/extension, inclinaison latérale et torsion sur des unités thoraciques saines et lésées. Il a réalisé de nombreuses expérimentations mais a déterminé peu de propriétés mécaniques intéressantes. Markolf<sup>91</sup> a imposé des charges en tension, compression et cisaillement transverse et des moments en flexion/extension, inclinaison latérale et torsion. Il a analysé l'influence de l'excision des éléments postérieurs dans le comportement des unités fonctionnelles thoraciques et lombaires.

Panjabi et coll.<sup>40</sup> furent les premiers à imposer les douze efforts complets sur des unités thoraciques, soit l'application de six forces (jusqu'à 150 N) de tension,

compression, cisaillement postéro-antérieur et latéral et l'application de six moments (jusqu'à 5 à 8 Nm) de flexion, extension, inclinaison latérale et torsion.

Abumi et coll.<sup>1</sup> ont imposé des moments de 8 Nm (équivalents à ceux de cette étude) sur des unités fonctionnelles lombaires intactes et lésées (L2-L5).

#### 1.2.1.5 Lecture des déplacements

Pour décrire pleinement le mouvement d'un point dans l'espace tridimensionnel, six degrés de liberté sont nécessaires: trois linéaires et trois en rotation, tous orthogonaux entre eux (90°). Les mesures de déplacements sont généralement faites par deux méthodes: la méthode avec contact ou la méthode sans contact.

Les méthodes par contact direct utilisent généralement les lecteurs de déplacements linéaires LVDT (linear variable displacement transducer) et les lecteurs de rotation RDT (rotary displacement transducer)<sup>29,42</sup>. Ces éléments convertissent les mouvements en une fonction linéaire de déplacement basée sur la tension. D'autres méthodes ont été utilisées moins fréquemment telles que celles basées sur le déplacement du mercure dans un tube de caoutchouc<sup>37</sup>.

Les méthodes sans contact sont de deux types: optiques et acoustiques. Ces dernières sont plus fréquemment utilisées pour les expérimentations *in vivo* mais ont fait aussi l'objet de quelques utilisations *in vitro*. La méthode optique la plus couramment utilisée est la stéréophotogrammétrie qui utilise une paire d'images prises simultanément; la position en 3D est déterminée par la suite<sup>49</sup>. Une autre méthode optique utilise des techniques reposant sur les franges de Moiré<sup>18</sup> (essai sur déplacement du disque).

Des mesures supplémentaires peuvent être parfois recueillies pour compléter les paramètres d'observation biomécanique tels que la pression<sup>35</sup>, la déformation<sup>41</sup> et l'accélération<sup>25</sup>. Ce type de paramètre ne fait pas l'objet d'étude dans cette recherche.

### 1.2.1.6 Traitement des données

Les auteurs recueillent principalement leurs résultats sous la forme de graphes charges-déplacements<sup>1,7,29,31,39,51,58,60</sup> ensuite, les diverses propriétés recherchées, soit la rigidité<sup>7,31,39</sup>, l'hystérésis<sup>60</sup>, le couplage<sup>39,40</sup> et l'influence de la précharge<sup>43</sup>, sont déterminées à partir de ces graphes.

La principale propriété recherchée, la rigidité, est calculée de diverses façons. Elle correspond à l'inverse de la pente de la courbe effort-déplacement. Cinq types de rigidités sont principalement calculées: la rigidité initiale<sup>31</sup> calculée à l'origine, la rigidité finale calculée à un couple maximal, la rigidité tangente<sup>39</sup> à un couple intermédiaire, la rigidité sécante<sup>29</sup> et la rigidité moyenne.

Parfois, lorsque le nombre de spécimens le permet, la moyenne arithmétique (M.A.)<sup>29,31</sup> de toutes ces quantités ou la moyenne harmonique (M.H.)<sup>39,52</sup> est calculée.

## 1.2.2 Propriétés et comportement mécanique des éléments anatomiques

La revue du comportement mécanique est divisée en six sections. Les quatre premières concernent les trois éléments anatomiques suivants, le disque intervertébral, le complexe articulaire et les éléments postérieurs ainsi que l'unité fonctionnelle complète. Les deux dernières sections traitent du couplage et du phénomène de pré-chargement.

### 1.2.2.1 Disque intervertébral

Cette section présente dans l'ordre les observations rapportées par les auteurs suite à l'imposition des sollicitations de compression, tension, flexion/extension, inclinaison et torsion sur le disque. Des observations plus générales sur le comportement mécanique particulier de ce dernier complètent cette section.

Virgin<sup>60</sup> a été le premier à observer qu'aucune hernie n'a pu être provoquée par une très forte compression même avec une incision postéro-latérale. Il a constaté que la courbe déplacement-effort est non linéaire, caractérisée par une faible résistance à de petits chargements et une augmentation de la rigidité avec l'augmentation de la charge. Puis, Brown et coll.<sup>7</sup> ont démontré que les plateaux vertébraux brisent le disque lorsque celui-ci est soumis à la compression.

Farfan et coll.<sup>14</sup> ont révélé qu'un disque atteint d'une dégénération biologique sévère est plus résistant à la compression qu'un disque sain. Le noyau pulpeux du disque normal intervertébral soumis à la compression s'écrase dans un plan horizontal en ne choisissant pas de direction particulière. Ceci implique que la tendance à la hernie dans une direction postéro-latérale n'est pas due à la structure du disque mais à des chargements particuliers autre qu'une compression uniforme.

La résistance à la rupture du disque en tension a été cartographiée pour permettre sa caractérisation mécanique<sup>7</sup>. Le disque étant divisé en plusieurs sections, chacune a été soumise à la tension. La contrainte à la rupture a été déterminée et rapportée à la figure 1.6. De cette figure, il est déduit que la région antérieure et postérieure du disque intervertébral est beaucoup plus résistante que la zone centrale (constituée en partie du noyau pulpeux).

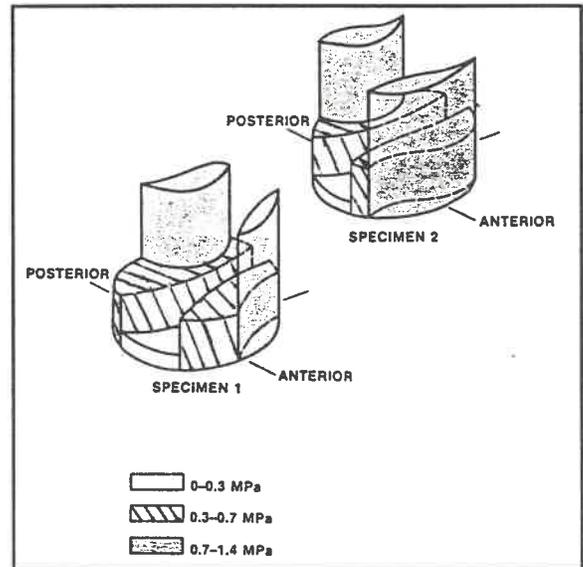


Figure 1.6 Répartition de la résistance à la rupture en tension de deux disques intervertébraux (tirée de White<sup>62</sup>)

Les rigidités relatives des fibres concentriques dans la direction de 0 à 90° furent déterminées par Galante<sup>16</sup>. La figure 1.7 présente la variation relative de rigidité selon 6 directions prédéterminées (la grandeur de la rigidité étant fonction de la longueur des traits). De cette figure, on déduit que la rigidité axiale (à 90°) est la plus faible et celle à 15° la plus élevée.

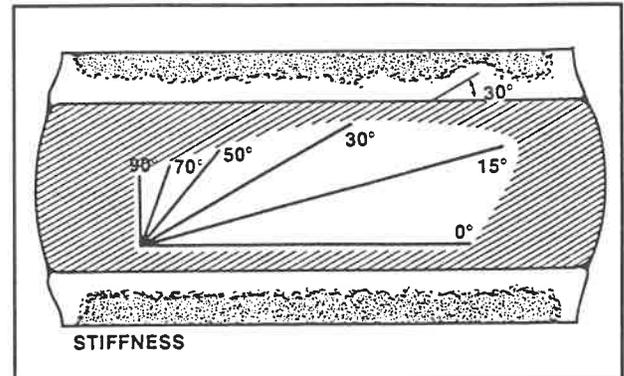


Figure 1.7 - Variation relative de la rigidité des fibres concentriques selon des directions prédéterminées (tirée de White<sup>62</sup>)

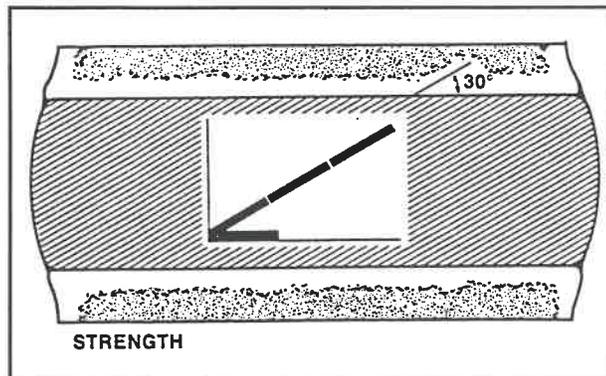


Figure 1.8 Orientation de la résistance à la rupture maximale des fibres concentriques d'un disque intervertébral (vue de plan) par rapport à un plan horizontal (0°) (tirée de White<sup>62</sup>)

Selon le même type de représentation schématique qu'à la figure 1.7, la résistance à la rupture a été déterminée et reportée à la figure 1.8. De cette figure, il est déduit que la résistance à la rupture est plus élevée le long des fibres à 30° que dans un plan horizontal. Ceci conduit à la très grande anisotropie du disque, caractéristique très importante qui rend complexe sa modélisation numérique.

Des essais en tension réalisés par Markolf<sup>61</sup> ont démontré une rigidité plus élevée en compression qu'en tension; ceci est dû à la montée de la pression du fluide sous la charge en compression.

Lors de l'application des moments de flexion/extension et d'inclinaison latérale, une partie du disque est soumise à la tension alors que l'autre subit la compression<sup>62</sup>. Ces sollicitations peuvent donc être analysées comme l'effet conjugué d'un effort en tension et en compression. Le centre instantané de rotation étant situé à peu près au centre du disque intervertébral, la contrainte en tension ou compression augmente du noyau vers la périphérie du disque<sup>62</sup>.

Farfan et coll.<sup>14</sup> ont soumis plusieurs systèmes vertèbre-disque-vertèbre lombaires à un couple en torsion autour d'un axe fixé à l'arrière du disque. Il a constaté la rupture de ces systèmes après une rotation en torsion de 20° environ. L'angle de rupture était plus faible pour un disque avec dégénérescence qu'un disque sain. Il a observé qu'un disque rond est plus fort qu'un disque ovale et de plus, que la résistance du disque est proportionnelle à son volume.

Cette section se termine avec la présentation de quelques propriétés mécaniques caractéristiques du disque intervertébral. Virgin<sup>60</sup> a noté la présence d'hystérésis lors de l'application d'une charge de compression au disque intervertébral. Hirsch<sup>21</sup>, Markolf<sup>31</sup> et Morris et coll.<sup>33</sup> l'ont vérifié par la suite. Virgin<sup>60</sup> a aussi observé une diminution d'hystérésis entre deux chargements successifs, ce qui signifie que suite à de multiples efforts répétés, l'énergie absorbée par le disque diminue et il devient moins résistant aux efforts répétitifs. Il a conclu que le disque est une structure organique visco-élastique affectée par des facteurs dégénératifs tels l'âge et la maladie locale ou chronique qui modifie les propriétés du disque. Brown et coll.<sup>7</sup> ont démontré que le disque ne résistait pas en fatigue à une fréquence très élevée (1000 cycle/min) d'une combinaison de flexion et chargement axial; il a constaté la rupture après 1 minute.

#### 1.2.2.2 Complexe articulaire

Le complexe articulaire (CA) comprend les facettes (figure 1.2) et la capsule articulaire (figure 1.4). Deux structures bien différentes, puisque la dernière est un

ligament apte à être caractérisé par des essais de tension et la première est un appendice osseux recouvert d'un mince cartilage avec coefficient de frottement très faible et plus difficile à étudier.

Les propriétés de la capsule au niveau lombaire furent étudiées par Cyron et Hutton<sup>11</sup> qui appliquèrent un effort de tension sur 21 systèmes vertèbre-capsule-vertèbre tirés d'unités fonctionnelles lombaires. Ces efforts, appliqués jusqu'à la rupture, révèlent une résistance caractérisée sur le graphe effort-déplacement de la figure 1.9 par deux pics.

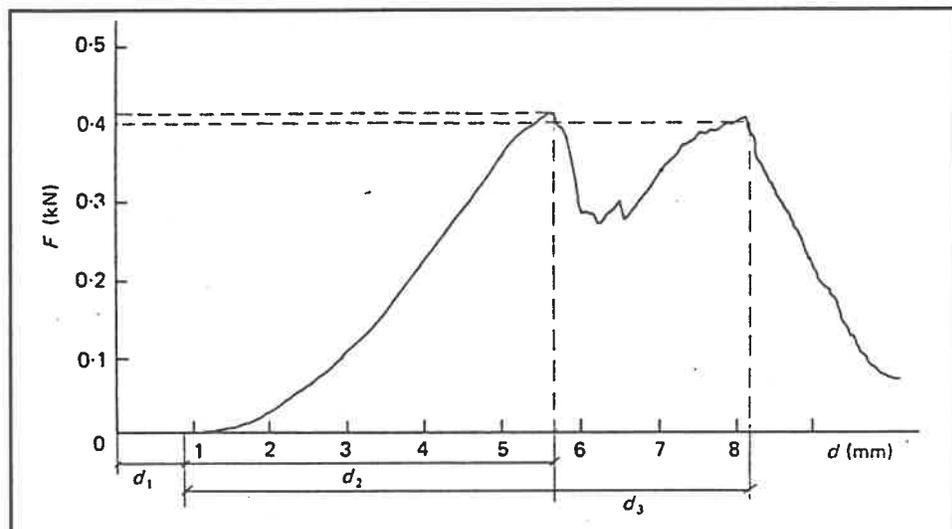


Figure 1.9 Graphe effort-déplacement typique d'une sollicitation en tension appliquée sur une unité ne conservant que le complexe articulaire (tirée de Cyron<sup>11</sup>)

Ce comportement s'explique par l'asymétrie de la capsule, avec fibres ligamentaires courtes dans la partie antérieure et fibres longues dans la partie postérieure. Cette description anatomique est cohérente avec l'emplacement du centre instantané de rotation en flexion située environ au centre du disque intervertébral<sup>61</sup>.

Les facettes articulaires ont été étudiées premièrement par Nachemson<sup>35</sup> à l'aide d'une technique utilisant la pression intradiscale. Cette étude a révélé que les facettes

supportent 18% de la charge en compression appliquée sur une unité au niveau lombaire. King et coll.<sup>25</sup>, suite à des essais dynamiques d'accélération caudocéphalée, ont observé que la charge supportée par les facettes varie de 33 à 0 %. Pour certaines postures du rachis, les capsules sont mêmes soumises à une charge en tension.

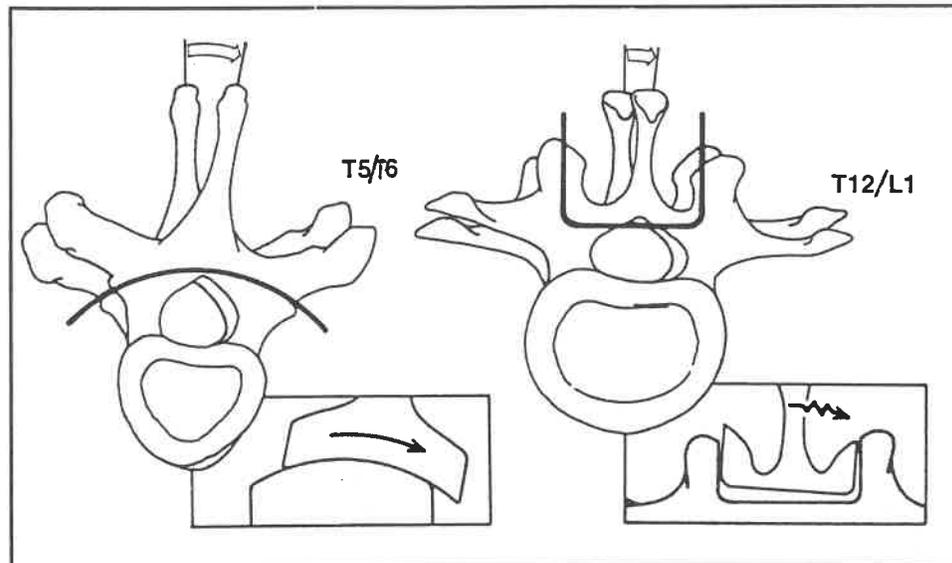


Figure 1.10 Schéma décrivant le rôle des facettes articulaires pour résister à la torsion en T5/T6 et T12/L1 (tirée de White<sup>62</sup>)

Farfan et coll.<sup>14</sup> ont observé que le complexe articulaire reprend 45% d'une charge en torsion au niveau lombaire; le disque (ligaments longitudinaux compris) supporte 45% et le 10% complémentaire est repris par les éléments postérieurs. L'orientation des facettes articulaires change du haut vers le bas thoracique, ce qui modifie leur rôle pour résister à la torsion selon White<sup>62</sup>. Ces facettes n'opposent pas de résistance en torsion en T5/T6 car elles glissent l'une sur l'autre mais en T12/L1, elles se butent l'une contre l'autre<sup>62</sup>. À la figure 1.10, l'encadré associé à l'unité T5/T6 schématise l'action de glissement entre les facettes et l'encadré de l'unité T12/L1 schématise l'effet de butée mécanique entre les facettes articulaires de la vertèbre supérieure et inférieure.

Skipor et coll.<sup>52</sup> ont étudié la mécanique de la capsule articulaire et des facettes articulaires (complexe articulaire). Ceux-ci observent que la rigidité tangente déterminée à une amplitude de 1 Nm est équivalente en flexion et en inclinaison (0,23 et 0,25 Nm/dg) et 4 fois plus élevée en torsion (0,81 Nm/dg).

### 1.2.2.3 Éléments postérieurs

Le ligament jaune a été le premier étudié parmi les éléments postérieurs (EP). Nachemson et Evans<sup>36</sup> ont imposé des efforts en tension sur des ligaments jaunes provenant d'unités L2/L3. Une contrainte à la rupture de 10 Mpa a été observée sur les spécimens jeunes (inférieur à 20 ans) et de 5 Mpa pour les plus âgés (> 70 ans), démontrant la grande influence sur les éléments ligamentaires du paramètre de la vieillesse. Une précontrainte dans le ligament jaune a aussi été observée par Nachemson.

Myklebust et coll.<sup>32</sup> ont déterminé des valeurs moyennes de résistance ultime en traction pour chacun des éléments postérieurs. À partir de leurs résultats, on peut déterminer une rigidité moyenne à la rupture. Celle-ci est équivalente, du haut thoracique vers le bas lombaire, pour chacun des ligaments. Le ligament jaune possède en général une rigidité plus forte, ensuite viennent le surépineux et l'interépineux qui est le moins rigide.

À l'aide d'essais de caractérisation mécanique et histologique, Hukins et coll.<sup>23</sup> ont établi que les ligaments interépineux et surépineux n'étaient pas conçus pour résister à la flexion dans la région lombaire mais que ce rôle était plutôt attribué au ligament jaune et renforcé par la précontrainte présente dans ce ligament.

#### 1.2.2.4 Unité fonctionnelle

La courbe déplacement vs charge d'une unité fonctionnelle, associée à tous les types d'efforts, présente une forme sigmoïde, caractérisée par une pente forte pour une petite charge et une pente moins forte pour une amplitude de chargement plus élevée. Ce type de courbe est illustré à la figure 1.11.

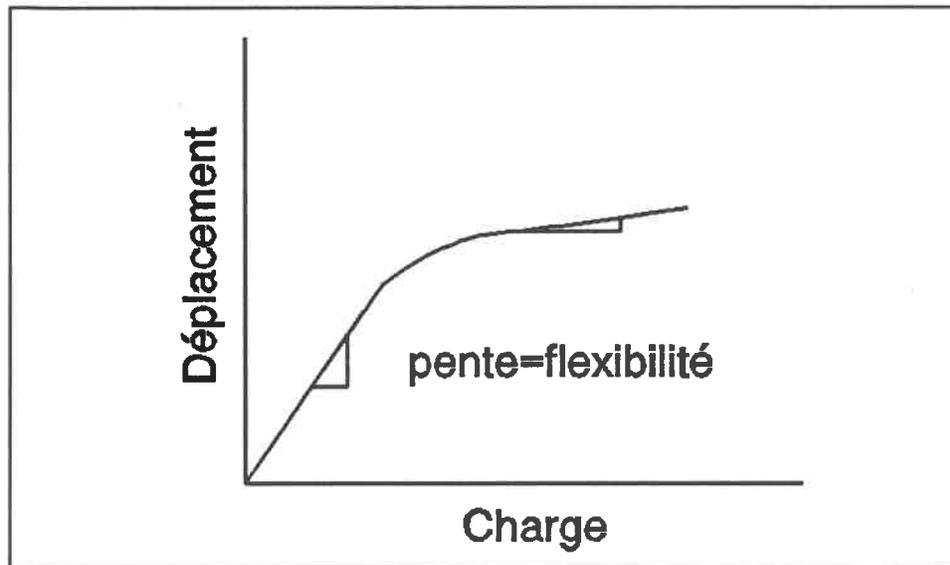


Figure 1.11 Graphe déplacement vs effort typique d'une sollicitation en tension appliquée sur une unité fonctionnelle

Cette courbe déplacement vs effort peut être caractérisée par la mobilité qui est la rotation du centre du corps vertébral pour une amplitude donnée. Selon Markolf<sup>61</sup>, cette mobilité est plus élevée au niveau lombaire qu'en bas thoracique (T7-T10) pour la flexion et l'inclinaison. Mais en torsion, où l'effet de butée des facettes articulaires (observé à partir de T12/L1) oppose une résistance au mouvement, la mobilité est plus faible au niveau lombaire.

Les rigidités peuvent être calculées à partir de cette courbe effort-déplacement pour chacune des sollicitations. Les rigidités "moyennes" associées à chacun des types d'efforts varient pour une même unité fonctionnelle; cette variation relative est résumée ci-après pour les niveaux thoraciques et lombaires.

Au niveau thoracique<sup>31,39</sup> et au niveau lombaire<sup>7,31,51,58</sup> (T12/L1 et L1-L5), les rigidités "moyennes" à l'intérieur d'une même unité se comparent ainsi:

rigidité en compression > rigidité en tension;  
 rigidité en torsion > rigidité en flexion, en extension et en inclinaison;  
 rigidité en extension > rigidité en flexion  $\approx$  rigidité en inclinaison.

Panjabi et coll.<sup>39</sup> et Markolf<sup>31</sup> ont noté peu de variation significative de l'intensité des rigidités entre les différents niveaux vertébraux thoraciques. Selon Markolf, ce serait dû aux effets neutralisants de la hauteur et l'aire du disque qui varient l'une par rapport à l'autre de manière inversement proportionnelle.

L'influence des lésions des éléments anatomiques constituant la partie postérieure est différente au niveau thoracique et au niveau lombaire; elle peut être résumée comme suit. La mobilité en extension augmente au niveau thoracique suite à une lésion des éléments postérieurs et du complexe articulaire. Elle augmente en torsion au niveau T1-T7 et ne varie pas au niveau T7-T12. Les lésions du CA et des EP en thoracique n'ont pas d'effet sur les autres efforts<sup>31,61</sup>.

Soumise à un effort de tension ou compression, l'unité lombaire répond comme le disque seul; selon Markolf<sup>31</sup>, la partie postérieure (CA et EP) ne joue pas de rôle mécanique dans la résistance à ces efforts. Abumi et coll.<sup>1</sup> ont montré qu'au niveau lombaire, une excision progressive de la partie postérieure (complexe articulaire et éléments postérieurs) augmente progressivement la mobilité en flexion et torsion. Pour leur part, Schultz et coll.<sup>51</sup> et Tencer et coll.<sup>58</sup> ont démontré que l'excision de la partie postérieure produit des déplacements significativement plus élevés en extension et torsion aussi mais cette excision a peu d'effet en flexion.

### 1.2.2.5 Couplage

Suite à l'imposition d'un effort, il en résulte un déplacement principal dans le sens de l'effort et des déplacements secondaires dans une direction différente à celle de l'effort; ce phénomène est appelé couplage.

Panjabi et coll.<sup>38,40</sup> ont introduit officiellement l'observation et la quantification de ce phénomène. Tencer et coll.<sup>58</sup> et Schultz et coll.<sup>51</sup> ont analysé aussi ce phénomène. Cependant, les observations divergent entre ces trois auteurs. Ces divergences seraient une particularité propre aux unités fonctionnelles selon White<sup>62</sup>. Une investigation plus élaborée serait nécessaire afin de clarifier ce phénomène.

### 1.2.2.6 Préchargement

Le rachis subit continuellement l'effet d'une force de compression causée par le poids corporel de l'individu qui varie selon le niveau vertébral et la position de l'individu. La grandeur du préchargement est exprimée en pourcentage de poids corporel et a été étudiée par Cosson et Duval-Beaupère<sup>10</sup>. Il a été admis que cette précharge modifie le comportement mécanique de l'unité fonctionnelle<sup>43</sup>.

Panjabi et coll.<sup>43</sup> ont conduit une expérimentation pour vérifier la modification du comportement de l'unité soumise à un préchargement. Des sollicitations furent appliquées sur des unités lombaires sans précharge et des unités avec précharge de 400 N puis de 1000 N.

Les observations suivantes découlent de ces essais: 1) les déplacements principal et couplé sont affectés par la précharge, 2) en présence du préchargement, l'unité devient plus flexible pour les efforts en inclinaison et flexion, 3) l'unité devient moins flexible en présence d'un préchargement lorsque soumise à une tension ou une torsion et 4) un préchargement n'a pas d'influence sur le comportement de l'unité sous une compression axiale et l'extension.

Le préchargement modifie donc en partie le comportement d'une unité fonctionnelle au niveau lombaire; cependant, aucune recherche n'a encore permis d'évaluer son influence au niveau thoracique. Cette présente étude tentera d'en mesurer les effets sur les déplacements résultant de moments appliqués.

Suite à cette revue de littérature, nous présentons maintenant la revue des modèles par éléments finis du rachis et de l'unité fonctionnelle.

### **1.3 Revue des modèles par éléments finis**

Les modèles d'éléments finis développés à ce jour sont de deux types: global pour étudier le comportement de l'ensemble du rachis (scoliose, effet de l'instrumentation) et local pour étudier plus spécifiquement le comportement de l'unité fonctionnelle. Une revue sommaire des principaux modèles publiés dans la littérature est présentée dans les prochaines sections.

#### **1.3.1 Modèles globaux**

Différentes équipes de recherche ont développé leur propre modèle mathématique simulant le complexe rachidien et thoracique à différents desseins: étude comportementale, étiologie, étude des technique correctives, etc. Seuls les plus diffusés à ce jour seront brièvement décrits, soit le modèle d'Andriacchi, Schultz, Belytschko et Galante<sup>2</sup>, le modèle de Sundaram et Feng<sup>57</sup>, le modèle de Stokes et Laible<sup>56</sup>, le modèle d'Aubin<sup>3</sup> et le modèle de Portier<sup>44</sup>.

##### **1.3.1.1 Modèle d'Andriacchi, Schultz, Belytschko, et Galante**

Le modèle incorpore le rachis et le thorax entier. Les vertèbres sont représentées par 20 noeuds au niveau thoracique et 16 noeuds au niveau lombaire, neuf éléments relie les vertèbres. Les disques intervertébraux, les joints costo-transverses, les cartilages costaux et les ligaments longitudinaux sont modélisés par des poutres tridimensionnelles. Les divers ligaments ainsi que les joints costo-vertébraux et les

muscles intercostaux sont représentés par des ressorts linéaires . La géométrie de ces éléments est tirée de la littérature. Les propriétés mécaniques sont tirées aussi de la littérature ou déterminées à l'aide d'opérations mathématiques.

### 1.3.1.2 Modèle de Sundaram et Feng

Dans le modèle de Sundaram et Feng (figure 1.12) développé en 1977, les vertèbres sont représentées par une poutre avec ses extrémités situées aux plateaux supérieurs et inférieurs. Le sacrum, le coccyx, le disque intervertébral et les différents cartilages sont aussi modélisés par une poutre. Six éléments plaques rectangulaires simulent le sternum. Pour les muscles, on a utilisé 135 éléments membranes triangulaires et finalement les parties organiques internes sont représentées par des éléments solides à 8 noeuds isoparamétriques. Les propriétés géométriques furent extraites de diverses publications.

Les caractéristiques mécaniques nécessaires à la modélisation des propriétés des éléments sont tirées de la littérature.

### 1.3.1.3 Modèle de Stokes et Laible

Le modèle de Stokes et Laible (figure 1.13) s'apparente beaucoup au modèle d'Aubin, puisqu'il en est le moule originel. Les vertèbres thoraciques sont discrétisées à l'aide de six noeuds et les vertèbres lombaires de quatre; des éléments rigides sont utilisés pour les représenter. Les côtes sont modélisées par des éléments poutres, 11 noeuds sont nécessaires pour leur modélisation. Le sternum, les joints costo-vertébraux et les joints costo-transverses sont représentés aussi à l'aide d'éléments poutres. Des membrures à deux forces simulent les muscles intercostaux. Enfin, le comportement mécanique des unités fonctionnelles est mimé à l'aide de matrices de rigidité. La géométrie (Dansereau et coll.<sup>13</sup>) et les propriétés mécaniques (Panjabi et coll.<sup>39</sup>, Roberts et Chen<sup>46</sup> et Fung<sup>15</sup>) proviennent de la littérature.

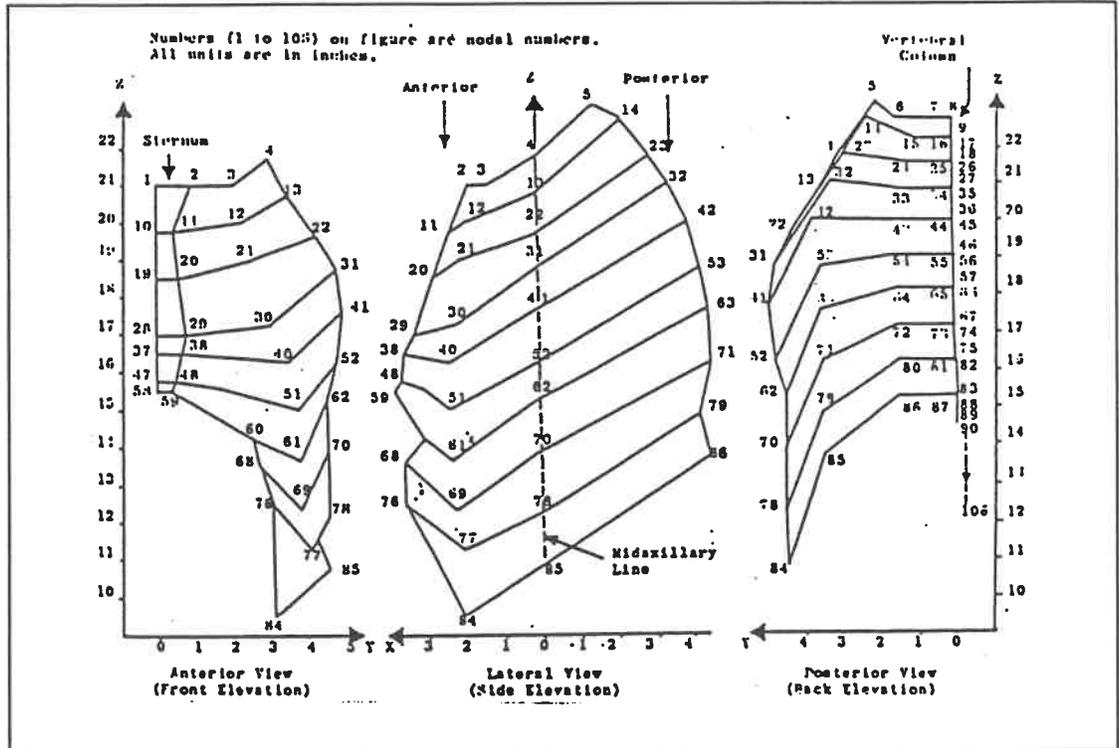


Figure 1.12 Modèle par éléments finis de Sundaram et Feng

Une autre version du modèle de Stokes<sup>55</sup> substitue une poutre équivalente à la matrice de rigidité à l'aide de transformation mathématique<sup>17</sup>.

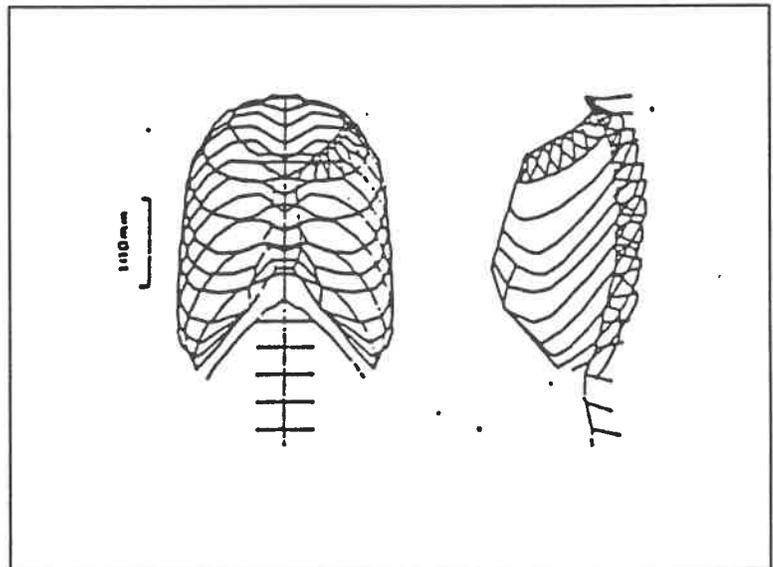


Figure 1.13 Géométrie du modèle de Stokes et Laible

#### 1.3.1.4 Modèle de Portier

Le modèle simule l'unité fonctionnelle à l'aide de sept éléments de poutre et deux membrures à deux forces. Toutes les coordonnées des points utiles sont déterminées à partir de la position des centres des plateaux supérieur et inférieur des corps vertébraux obtenue à partir de la numérisation réalisée sur radiographie. Les corps vertébraux, pédicules et éléments postérieurs sont modélisés à l'aide d'éléments poutre. Le modèle complet se compose de douze vertèbres thoraciques, cinq vertèbres lombaires et une vertèbre sacrée. Les propriétés des poutres simulant l'unité proviennent d'une juxtaposition de données mécanique de la littérature. (Andriacchi et coll.<sup>2</sup>, Farfan<sup>14</sup>, Goel et coll.<sup>19</sup>, Panjabi et coll.<sup>39</sup>, White<sup>62</sup>, Lavaste<sup>28</sup>).

Les propriétés géométriques et mécaniques des poutres, soit le module de Young, les moments d'inertie et les aires, sont obtenues à l'aide de relations mathématiques. Finalement, il est associé au corps vertébral une grande rigidité, près de 20 à 50 fois supérieure à celle du disque, afin de mimer le caractère osseux du corps vertébral peu déformable par rapport au disque. Les pédicules possèdent une rigidité de 100 à 250 fois supérieure à celle du disque.

#### 1.3.1.5 Modèle d'Aubin

Tout comme le modèle précédent, le modèle d'Aubin (figure 1.14) se compose de douze vertèbres thoraciques, cinq vertèbres lombaires et la vertèbre sacrée. Cependant, celui-ci incorpore la modélisation du thorax qui comprend les côtes, le sternum et les muscles intercostaux. L'unité fonctionnelle du modèle d'Aubin<sup>3</sup> se compose de deux vertèbres et d'une matrice de rigidité pour simuler le disque intervertébral, le complexe articulaire et les éléments postérieurs. Plusieurs coordonnées sont utilisées pour représenter le corps vertébral; seul le centre du corps vertébral et les positions des facettes articulaires et des apophyses transverses prennent une part active à la composition du segment.

Les vertèbres sont modélisées par des éléments rigides qui relient les noeuds composant la vertèbre. Les vertèbres thoraciques sont composées de 10 noeuds entre les niveaux T1 et T9, 8 noeuds à T10 et 6 noeuds de T11 à T12. Les vertèbres lombaires sont toutes composées de 6 noeuds. La vertèbre sacrée est représentée par un simple noeud localisé, par rapport à la vertèbre L5, à -30 mm vers le bas et +30 mm vers l'arrière.

La cage thoracique du modèle d'Aubin incorpore les côtes, le sternum et les muscles intercostaux modélisés comme suit: les vraies côtes et les fausses côtes sont représentées à l'aide de poutres en 3D; 12 noeuds sont nécessaires pour définir leur géométrie. Pour les côtes

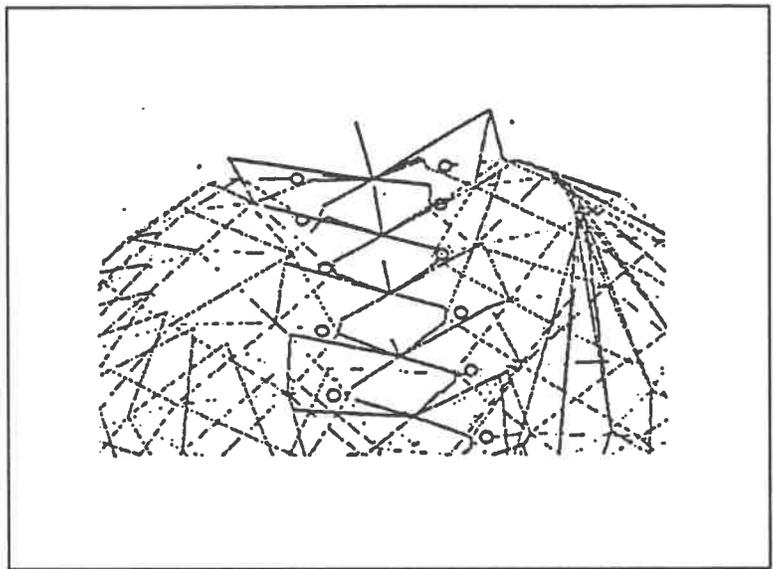


Figure 1.14 Vue postéro-antérieure du modèle d'Aubin

flottantes, seulement 6 noeuds équidistants sur l'axe central costal sont requis. Un joint à rotule simule l'articulation costo-vertébrale. Des membrures à deux forces sont utilisées afin d'exprimer l'influence des muscles intercostaux et les ligaments vertébro-costaux antérieurs et supérieurs, transverses-costaux postérieurs et cervico-transverses supérieurs. Le sternum est modélisé à l'aide de 14 plaques triangulaires fixées aux extrémités angulaires des cartilages costaux.

Les matrices de rigidité utilisées pour simuler la mécanique des unités fonctionnelles furent établies par Panjabi et coll.<sup>40</sup>; celles-ci doivent subir quelques transformations mathématiques avant d'être incorporées. Les matrices originelles de

dimension 6x6, à l'aide d'opérations établies par Gardner-Morse et coll.<sup>17</sup>, deviennent des matrices 12x12 adaptées à chacune des unités fonctionnelles qu'elles simulent. Les propriétés des côtes proviennent de Roberts et Chen<sup>46</sup>, celles des cartilages costaux de Stokes et Laible<sup>56</sup>, celles des muscles intercostaux et ligaments de Fung<sup>15</sup>.

### 1.3.2 Modèles locaux

Les modèles locaux modélisent uniquement des unités ou segment d'unités situés dans la partie lombaire du rachis. Ceux-ci représentent avec plus de raffinement l'unité fonctionnelle que dans les modèles globaux. Seuls les principaux modèles seront présentés dans cette section.

#### 1.3.2.1 Modèle de Belytschko

Belytschko et coll.<sup>5</sup> ont développé un modèle linéaire axisymétrique de la partie antérieure d'une vertèbre et d'un disque. La géométrie est modélisée à partir des données morphologiques tirées de la littérature. L'os cortical et les plateaux vertébraux sont affectés d'une rigidité supérieure à l'os spongieux. Pour sa part, au noyau pulpeux sont attribuées les propriétés d'un fluide incompressible ( $\nu=0,5$ ) hydrostatique. Les anneaux concentriques sont assignés de propriétés d'un matériel anisotrope. La vertèbre inférieure est encastrée et l'unité chargée axialement par incréments. Le comportement non-linéaire est simulé par la méthode du rapport pondéré qui consiste à ajuster la rigidité du modèle en fonction des résultats *in vitro* avec même sollicitation.

#### 1.3.2.2 Modèle de Hakim et King

Le modèle de Hakim et King<sup>20</sup>, tridimensionnel et linéaire (petits déplacements et chargements), est construit à partir de données géométriques tirées de la littérature. La région centrale du corps vertébral, les facettes et les pédicules sont modélisées par des éléments cubiques à 8 noeuds avec matériel homogène et anisotrope. L'os cortical, les plateaux et les apophyses sont simulés par des plaques minces. Le noyau pulpeux et les ligaments ne sont pas modélisés.

### 1.3.2.3 Modèle de Spilker

Le modèle de Spilker<sup>54</sup> a été utilisé pour étudier l'influence de la géométrie et des propriétés des matériaux sur la réponse mécanique d'une unité fonctionnelle. Il s'agit d'un modèle axisymétrique linéaire. Le corps vertébral est considéré solide, élastique et isotropique. Il en est de même pour les anneaux du disque. Le noyau est constitué d'éléments fluides hydrostatiques et incompressibles. Le chargement est décomposé en série de Fourier.

### 1.3.2.4 Modèle de Shirazi-Adl

Shirazi-Adl et coll.<sup>53</sup> ont développé un modèle (figure 1.15) non linéaire tant pour la géométrie que pour les propriétés des matériaux. Ce modèle permet donc de grands déplacements et des chargements importants. Des éléments 3D sont utilisés pour représenter l'os cortical, l'os spongieux, les pédicules et les apophyses, avec des propriétés différentes pour chaque structure. Le noyau est considéré comme un fluide

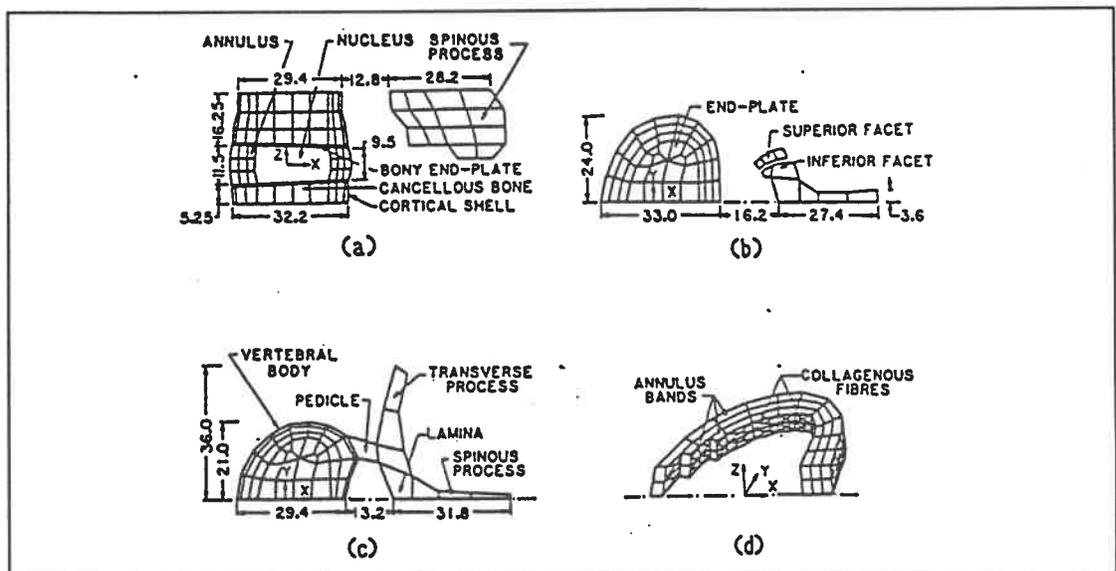


Figure 1.15 Représentation du maillage de l'unité fonctionnelle du modèle de Shirazi-Adl et coll. a) coupe sagittale, b) coupe du plateau supérieur, c) section horizontale et d) fibres annulaires

incompressible. Les anneaux du disque sont considérés comme un milieu non-homogène et sont représentés par un réseau de fibres (câbles 3D), entrecroisées et moulées dans une matrice élastique (solide 3D) et réparties sur huit couches. Les facettes articulaires sont modélisées comme un problème de surface de contact en mouvement sans friction. Chacun des sept ligaments est représenté par plusieurs éléments de câble. Le maillage est généré à partir de données géométriques tirées de la littérature.

### 1.3.2.5 Modèle de Lavaste

Lavaste et coll.<sup>30</sup> ont confectionné un modèle 3D (figure 1.16) complètement non-linéaire d'un segment d'unités lombaires. Les parties osseuses de la vertèbre sont distinctes et représentées avec des éléments isoparamétriques à 8 noeuds. Le noyau est

constitué d'éléments isovolumiques; les anneaux, les facettes articulaires et les ligaments sont semblables au modèle de Shirazi-Adl. La géométrie du maillage est basée sur une vertèbre paramétrisée tirée de radiographies frontale et latérale. Ce dernier aspect permet d'adapter le modèle

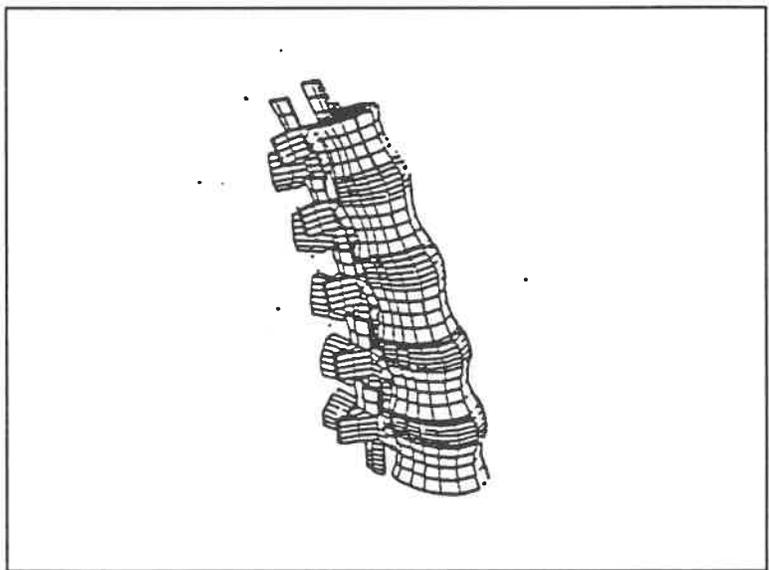


Figure 1.16 Modèle du rachis lombaire de Lavaste et coll.

à plusieurs sujets, ce que les autres modèles ne permettent pas.

Suite à la présentation du résumé anatomique, de la revue de littérature et des principaux modèles par éléments finis, le prochain chapitre traitera du matériel d'étude et des méthodes expérimentales suivies pour la concrétisation de ce projet.

## CHAPITRE 2 - MATÉRIEL ET MÉTHODES

---

Ce chapitre traite des aspects concernant le matériel d'étude et les méthodes de travail utilisées. Il présente les spécimens étudiés, la description de l'instrumentation, les différents efforts appliqués avec ou sans précharge, le protocole expérimental, les lésions pratiquées et finalement le traitement des données.

### 2.1 Spécimens d'étude

#### 2.1.1 Description des spécimens

Les unités fonctionnelles thoraciques soumises aux essais rapportés dans ce document ont été prélevées au département d'anatomie de la faculté des St-Pères à Paris (service du DON DES CORPS de la région parisienne de l'Ile-de-France). Par dissection, le rachis thoraco-lombaire est extrait, puis acheminé au laboratoire de biomécanique de l'ENSAM où il demeure congelé (-30°C) dans l'attente d'une future expérimentation. Les caractéristiques et l'origine des pièces prélevées sur chacun des spécimens cadavériques sont inscrites au tableau 2.1.

Tableau 2.1 Portrait des spécimens étudiés:  
sexe, âge et type d'unité prélevée

Portrait des spécimens			
	sexe	âge	Unité fonctionnelle
R1	♀	49	T12/L1
R2	♂	45	T3/T4
R3	♂	73	T3/T4, T7/T8, T12/L1
R4	♂	71	T3/T4, T7/T8, T12/L1
R5	♀	49	T3/T4, T7/T8, T12/L1
R6	♂	48	T3/T4, T7/T8, T12/L1
R7	♂	66	T3/T4, T7/T8
R8	(?)	(?)	T7/T8, T12/L1

Les pièces anatomiques soumises à l'ensemble des expérimentations proviennent de huit rachis différents (moyenne d'âge =  $57 \pm 11$  ans). Sur les 24 unités fonctionnelles disponibles, seules 18 (six pour chacun des trois types d'unités) ont pu être retenues pour les essais expérimentaux, celles fortement arthrosées ont été écartées.

### 2.1.2 Préparation des spécimens

Chacune des unités fonctionnelles du rachis doit être préparée afin de pouvoir subir les essais expérimentaux. Tout d'abord, le rachis subit une décongélation lente à  $+4^{\circ}\text{C}$ , six heures avant l'essai. Puis, les structures ligamentaires costo-vertébrales, les côtes et les muscles péri-rachidiens sont extraits du rachis en préparation. Ensuite, les unités fonctionnelles sélectionnées sont prélevées en sectionnant le disque intervertébral sus-jacent et sous-jacent à l'unité fonctionnelle désirée. Celle-ci est finalement nettoyée des tissus mous inutiles et de la matière organique excédentaire.

Les structures anatomiques élémentaires suivantes de l'unité sont conservées (figure 2.1): les deux vertèbres supérieures et inférieures, le ligament longitudinal antérieur (1) et postérieur (2), le disque intervertébral (3), la facette (4) et la capsule articulaire (5), le ligament jaune (6), l'interépineux (7) et finalement le surépineux (8).

L'aspect final des trois unités fonctionnelles obtenues est illustré aux figures 2.2, 2.3 et 2.4 qui présentent les vues sagittale, postéro-antérieure et apicale des unités T3/T4, T7/T8 et T12/L1 du spécimen R7.

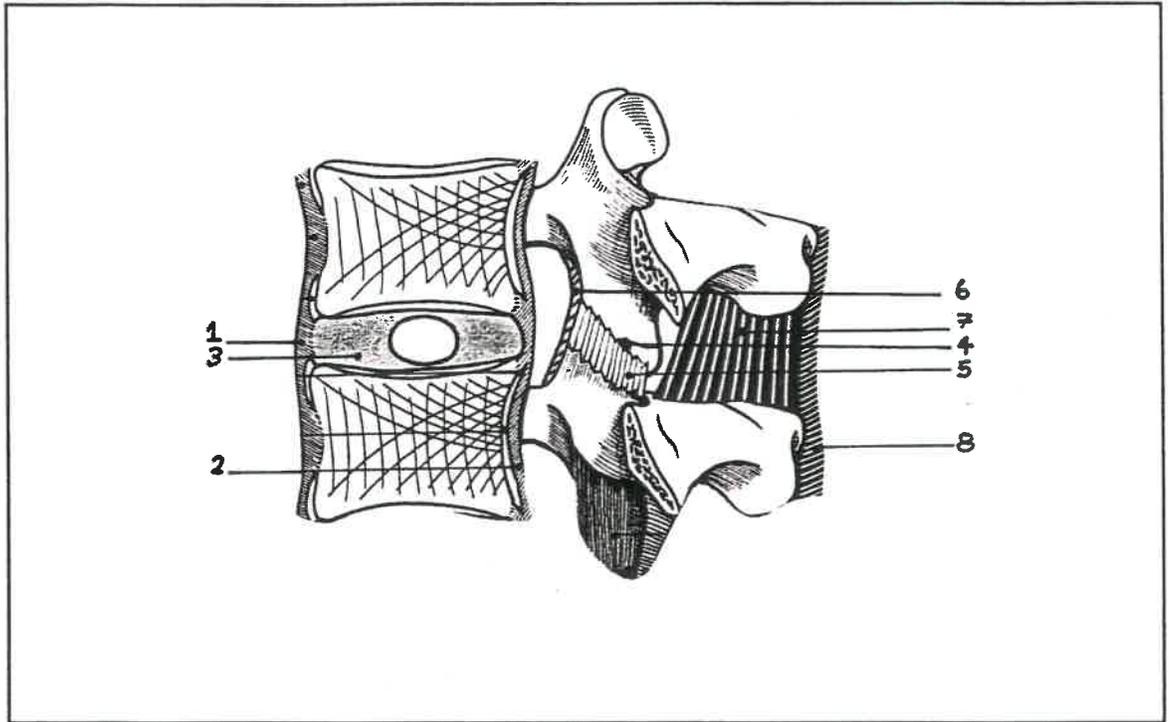


Figure 2.1 Structures anatomiques élémentaires d'une unité fonctionnelle conservées pour les essais expérimentaux (tirée de Kapandji<sup>24</sup>)



Figure 2.2 Vue sagittale des UF T3/T4, T7/T8 et T12/L1 du spécimen R7



Figure 2.3 Vue postéro-antérieure des UF T3/T4, T7/T8 et T12/L1 du spécimen R7



Figure 2.4 Vue apicale des UF T3/T4, T7/T8 et T12/L1 du spécimen R7

## 2.2 Description de l'instrumentation

Cette section décrit le montage expérimental utilisé pour imposer les efforts et recueillir les rotations résultantes.

### 2.2.1 Appareil 2TM

L'appareil 2TM<sup>29</sup> (2 Têtes Micrométriques) est constitué de cinq composantes principales présentées à la figure 2.5 et décrites à la suite.

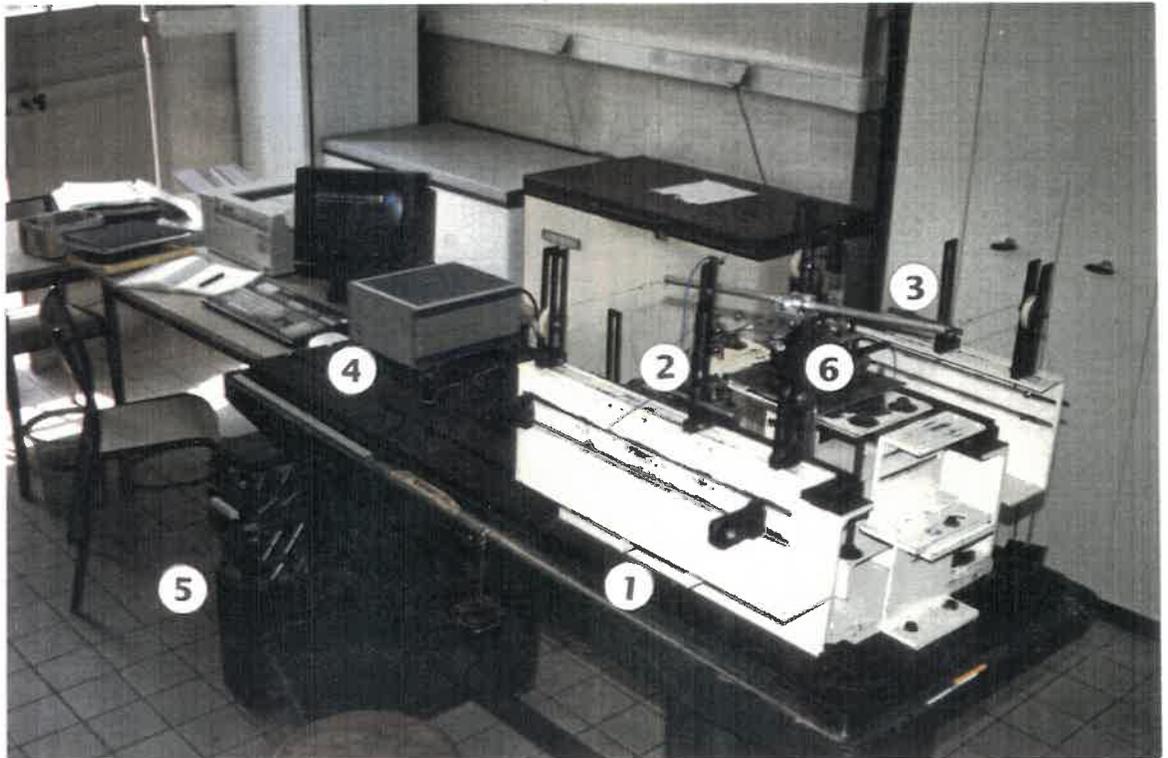


Figure 2.5 Appareil 2TM en utilisation, application d'un effort de torsion sur T7/T8

**1-Le bâti:** structure modulaire en acier fixée par l'entremise de boulons à un support massif qui supporte les principaux éléments de mesure;

**2-les têtes micrométriques:** composées de capteurs de déplacements linéaires montés orthogonalement sur de petits chariots, elles servent à enregistrer les déplacements du centre du corps vertébral supérieur dans l'espace (section 2.2.5);

**3-le système de fixation et de mise en charge:** système adaptable pour fixer l'étrier sur la vertèbre supérieure et le système de mise en charge qui comprend les tiges, plateaux et masselottes pour appliquer les sollicitations;

**4-la chaîne de mesure:** chaîne de mesure ORION qui reçoit les valeurs des capteurs de déplacements;

**5-le micro-ordinateur:** un GOUPIL (386 Mhz) qui pilote la chaîne ORION.

**6-le spécimen:** une unité T7/T8 sur laquelle est imposée un effort de torsion.

### 2.2.2 Pose du système de fixation et de mise en charge

Suite aux opérations de dissection (section 2.1.2), l'unité fonctionnelle est revêtue de son système de fixation et de mise en charge. Le système de fixation qui a été développé pour les fins de la présente étude fut conçu pour s'adapter spécifiquement aux vertèbres thoraciques. Celui-ci n'altère pas la vertèbre supérieure et dégage la partie postérieure de l'unité fonctionnelle pour pratiquer les lésions tel que présenté à la figure 2.7. La figure 2.6 présente une vue semi-explosée du système de fixation ainsi que les deux tiges (7) et plateaux (8) nécessaires pour les chargements de flexion/extension et inclinaison.

Les opérations à réaliser pour la pose du système de fixation consistent tout d'abord à fixer 5 vis à bois sur la vertèbre supérieure: 2 sur le plateau vertébral, 1 pour chacune des faces, avant et de côté, du corps vertébral. Ensuite, la fourchette pédiculaire (3) en aluminium est insérée verticalement dans la partie centrale de la vertèbre supérieure, en logeant une "dent" dans le canal médullaire et deux autres "dents" de part et d'autre des pédicules droit et gauche. Puis, la pièce en aluminium en forme de U (2) est assemblée à la fourchette à l'aide de 4 vis Allen™ pour former un contenant dans lequel du Séruben (MCP 70 de MCP France, alliage à bas point de fusion  $\approx 70$  °C) sera coulé.

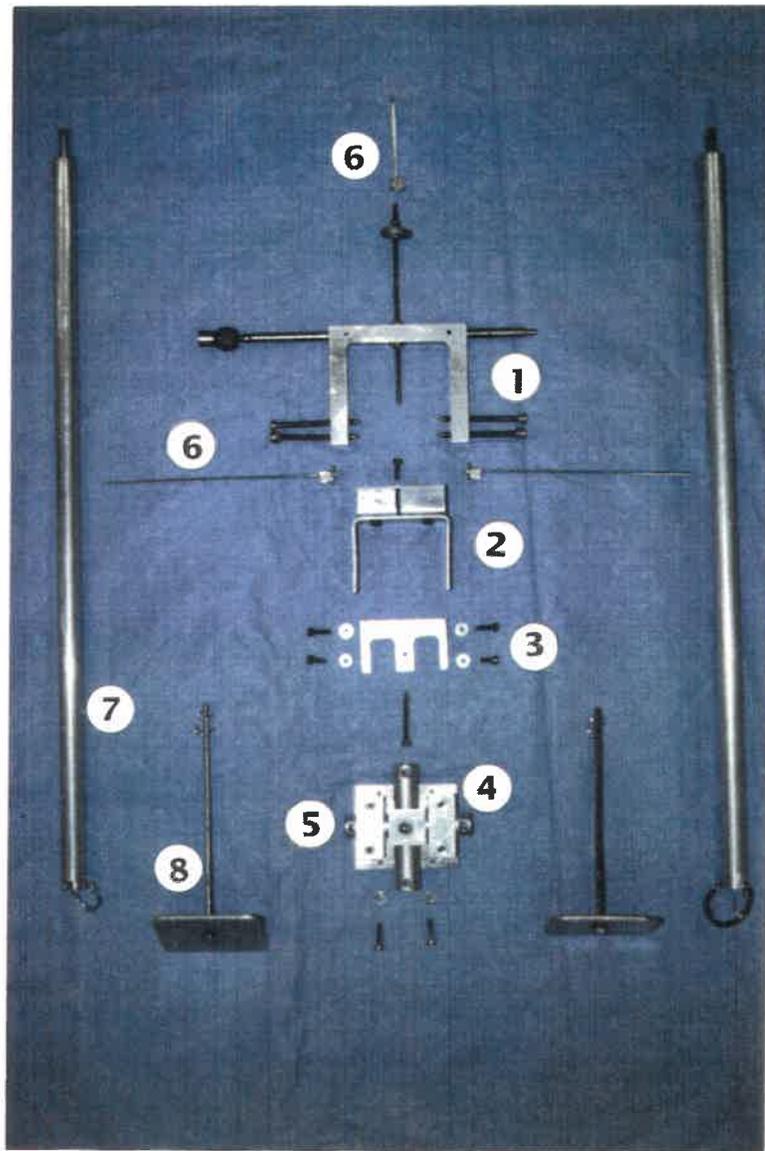


Figure 2.6 Vue semi-explosée du système de fixation et de mise en charge

L'étrier (1) qui possède 5 vis-pointeaux est inséré autour de la pièce en U (2); 3 vis-pointeaux (1 à l'avant et 2 de côté) convergent alors vers le centre du corps vertébral. Quatre rainures sur la pièce en U permettent l'ajustement au volume désiré selon la morphologie de la vertèbre supérieure.

Le toit (4) est fixé à la fourchette (3) par l'entremise de trois vis allen™ de 3 mm. La croix tubulaire (5) est préalablement fixée sur le toit avec deux ancrages et permet de transmettre les efforts à la vertèbre supérieure. Une dernière vis Allen™ effilée vient s'insérer au centre de la fourchette (3) et se fixer

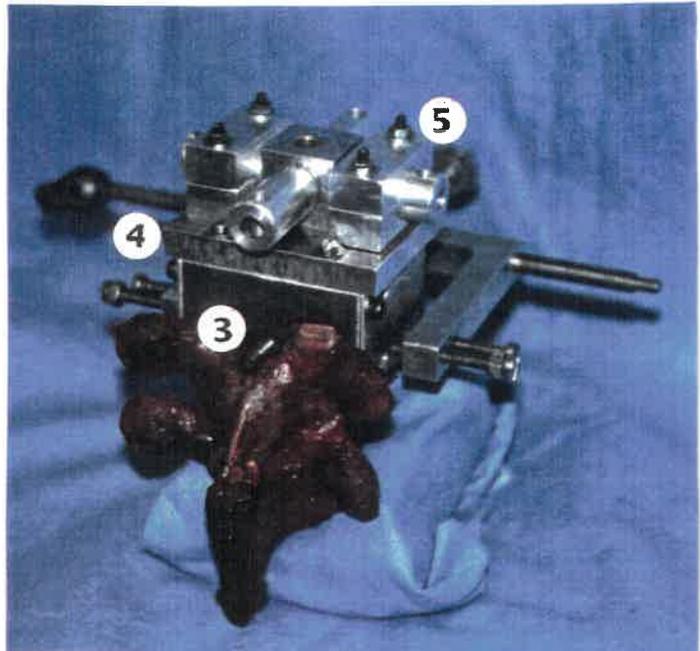


Figure 2.7 Vue arrière du dispositif de fixation et mise en charge (unité T7/T8)

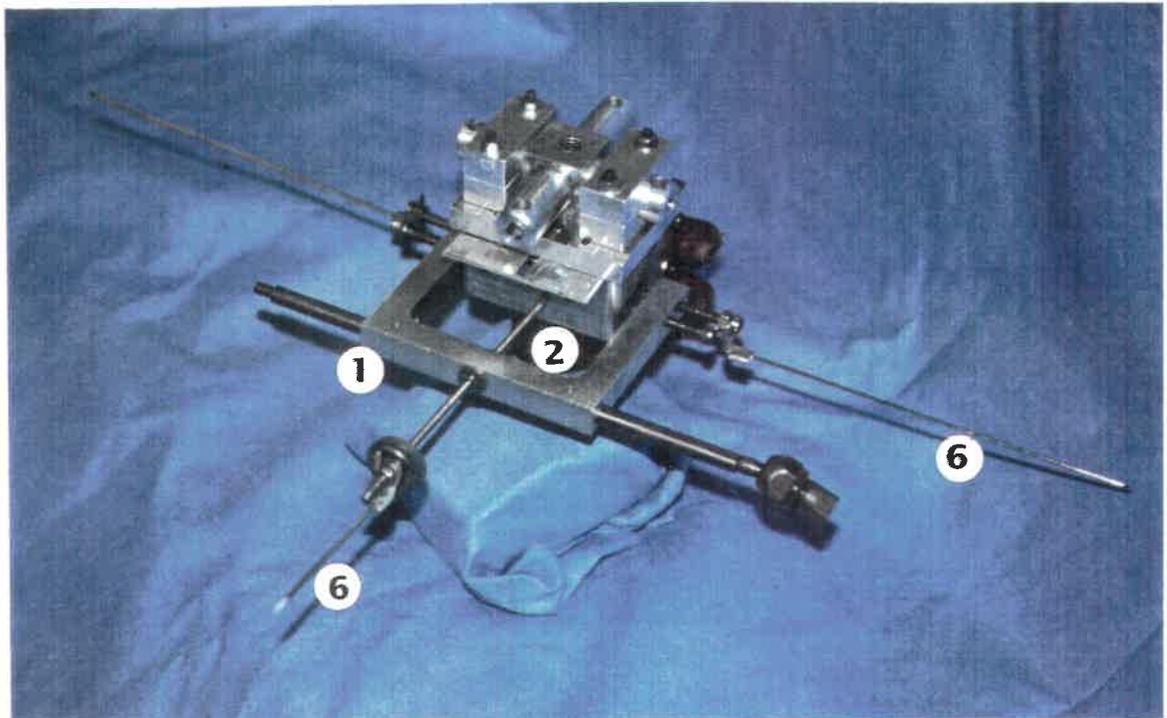


Figure 2.8 Vue générale du dispositif de fixation et mise en charge (unité T7/T8)

dans la partie postérieure du corps vertébral. Le sérubén à l'état liquide ( $\approx 70^{\circ}\text{C}$ ) est ensuite versé dans le contenant; il solidifie et lie la vertèbre supérieure avec son contenant.

Les tiges de repositionnement (6) (section 2.2.7) sont fixées aux extrémités de 3 vis-pointeaux de l'étrier, une à l'avant et deux de côté. L'unité fonctionnelle revêtue de son système de fixation avec les tiges de repositionnement est présentée à la figure 2.8.

Suite à la prise de l'alliage, la vertèbre inférieure, sur laquelle 5 vis à bois ont été soigneusement insérées, est déposée dans un bac en acier (figure 2.9). Le disque intervertébral de l'unité est orienté pour reposer dans un plan horizontal. Le bac est ensuite rempli avec l'alliage à un niveau jugé suffisant pour éviter qu'il ne se solidifie avec des éléments mécaniques actifs lors des chargements et empêcher tout mouvement de la vertèbre inférieure.

La figure 2.10 présente une unité fonctionnelle T7/T8 et tout l'appareillage de fixation et de mise en charge, avec le bac, placés sur le bâti entre les deux têtes micrométriques (3). Nous pouvons voir l'étrier qui est mis en liaison avec une tête micrométrique par l'entremise d'une rotule (2) et avec l'autre tête, par un joint de cardan (1), fixé sur le détecteur de rotation angulaire (5) (section 2.2.4).

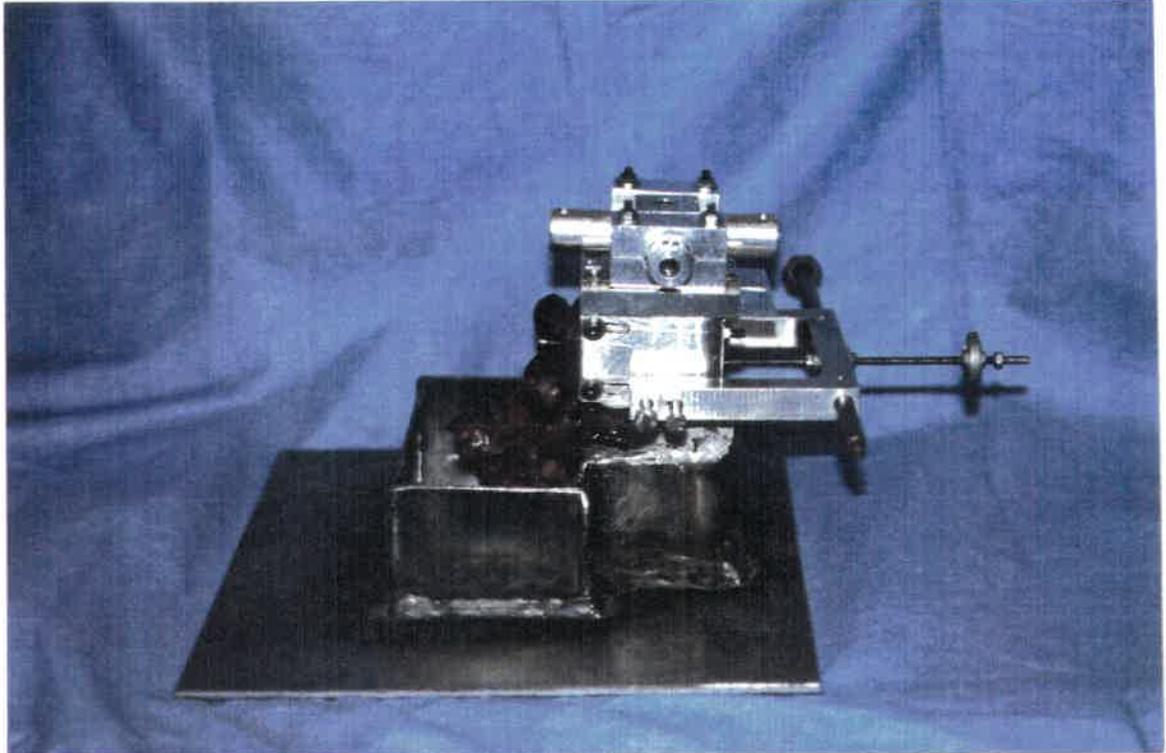


Figure 2.9 Unité T7/T8 avec dispositif de mise en charge reposant dans le bac en acier

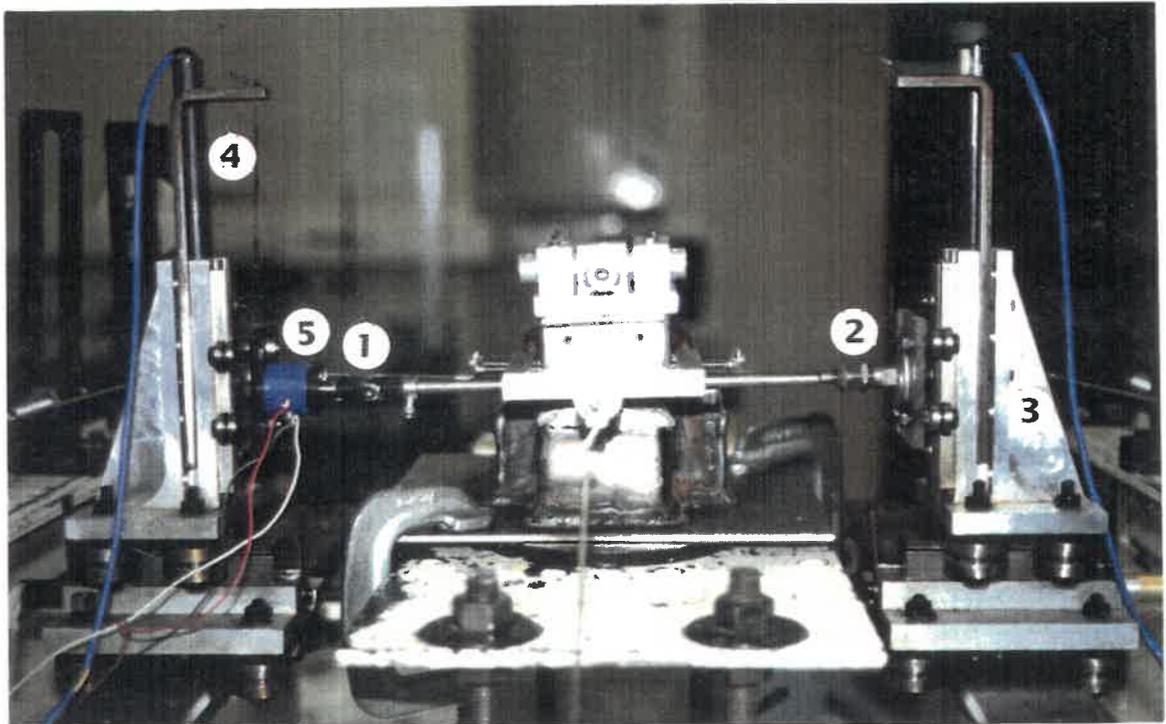


Figure 2.10 Vue générale d'une unité T7/T8 en position d'essai sur la 2TM.

### 2.2.3 Description des efforts appliqués

Chaque type d'effort appliqué nécessite une configuration particulière du système de mise en charge. Le principe de la transmission des efforts sur la vertèbre supérieure de l'unité fonctionnelle se fait par l'entremise d'un bras de levier (tige introduite dans la croix tubulaire). Le moment recherché est produit à "l'encastrement" qui est le siège de fixation entre la croix tubulaire et la tige. Le poids des masselottes qui reposent sur les plateaux (figure 2.11) crée la force nécessaire pour engendrer le moment voulu.

Le poids des masselottes en acier (225 g) et la longueur des tiges en aluminium ( $L=0,45$  m ou  $L=0,225$  m) ont été conçus pour imposer un couple unitaire selon le calcul suivant (le poids des tiges est négligé dans le calcul):

**Plan vertical:** (flexion/extension et inclinaison)

$$M = F \cdot L = mg \cdot L = (0,225 \text{ Kg})(9,8 \text{ m/s}^2) * 0,45 \text{ m} \approx 1,0 \text{ Nm}$$

**Plan horizontal:** (torsion)

$$M = 2 \cdot F \cdot L = 2 \cdot mg \cdot L = 2 \cdot (0,225 \text{ Kg})(9,8 \text{ m/s}^2) * 0,225 \text{ m} \approx 1,0 \text{ Nm}$$

Les schémas mécaniques des forces résiduelles et moments qui sont appliqués sur la vertèbre supérieure pour la flexion (équivalent à l'inclinaison) et la torsion sont reproduits aux figures 2.11 et 2.12.

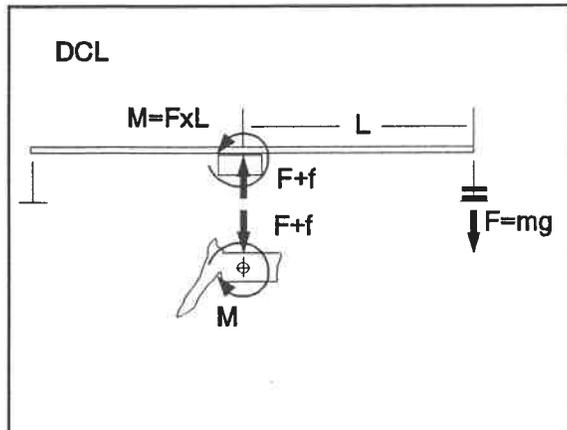


Figure 2.11 Diagramme du corps libre (DCL) simplifié des efforts en flexion/extension et inclinaison sur la vertèbre supérieure

Le moment de flexion de la figure 2.11 engendré par le poids des masselottes équivaut à  $M=FxL$  et s'accompagne de deux forces de compression:  $F$ , la force verticale des masses et  $f$ , le poids du système fixation/mise en charge calculé au tableau 2.2. Ces forces verticales parasites (parce que non désirées) augmentent en fonction de l'intensité du moment appliqué ( $F$  varie suivant le nombre de masselottes).

Elles sont équivalentes pour les sollicitations en extension et inclinaison gauche et droite.

Le couple de torsion, pour sa part, est engendré dans un plan horizontal par l'entremise de câbles et de poulies, ce qui élimine la force de chargement vertical ( $F$ ) dû aux masselottes. Par contre, la force  $f$  du système de fixation/mise en charge continue d'exercer un effort vertical parasite sur l'unité.

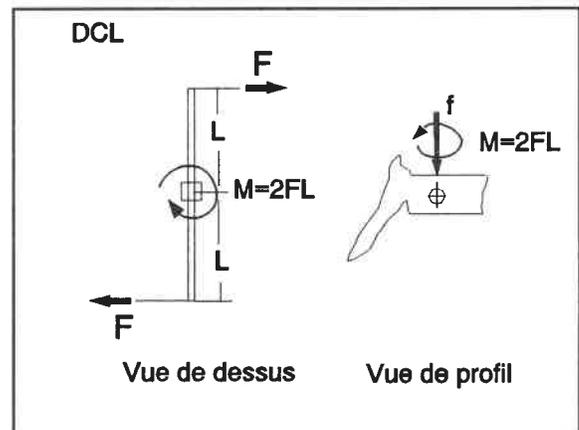


Figure 2.12 Diagramme du corps libre (DCL) simplifié d'un effort en torsion sur la vertèbre supérieure

Aux figures 2.13 et 2.14 sont présentés respectivement des montages appliquant une sollicitation en flexion sur une unité T12/L1 et une sollicitation en torsion gauche pour cette même unité.

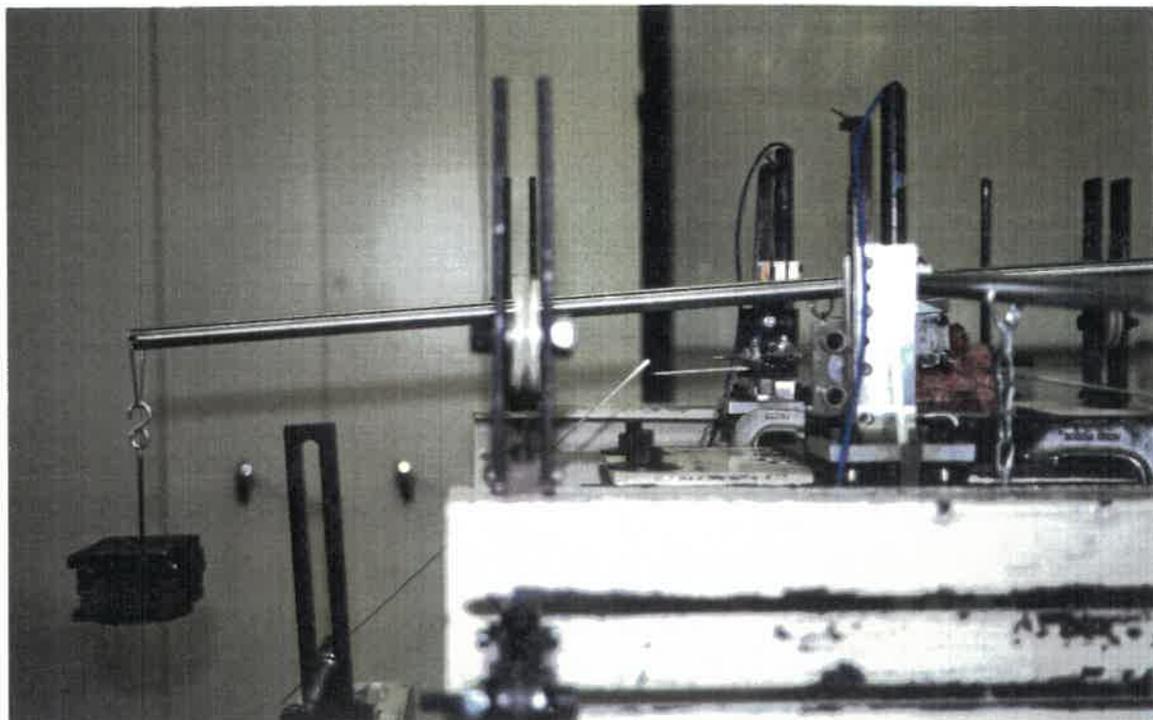


Figure 2.13 Vue de côté d'une sollicitation en flexion sur une unité T12/L1

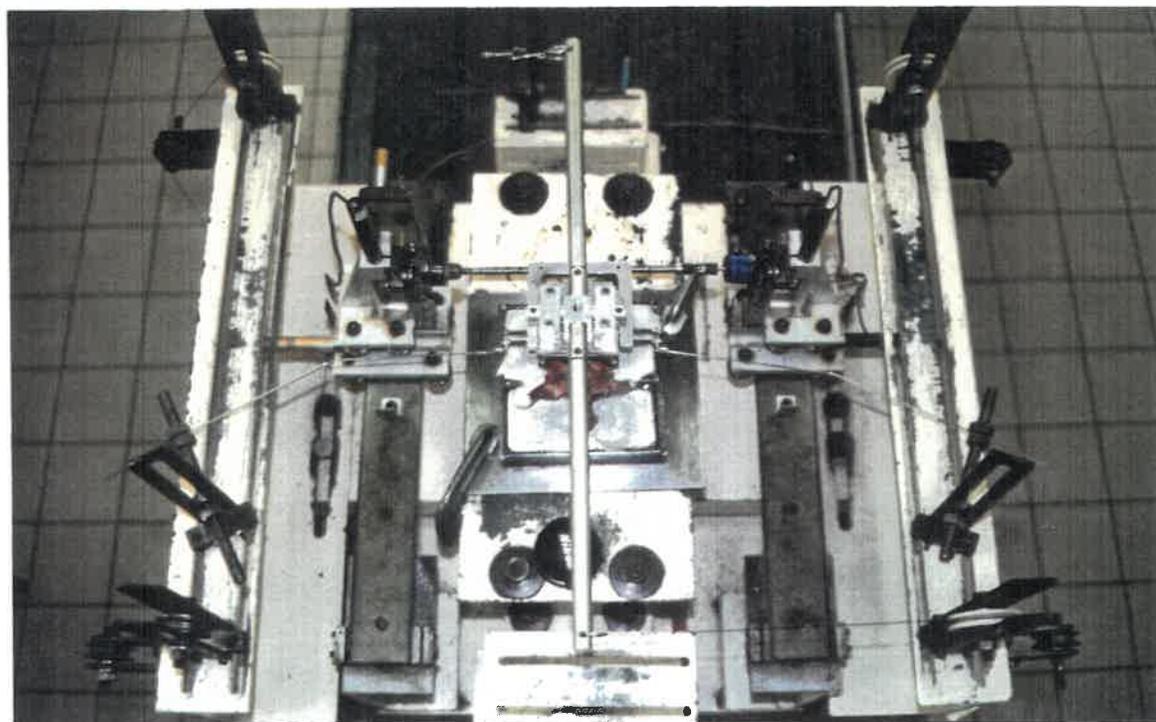


Figure 2.14 Vue de dessus d'une sollicitation en torsion sur une unité T12/L1

La méthode de mise en charge suit une évolution par palier de 1,0 Nm. Le tableau 2.2 résume le processus d'incrémentation du couple appliqué pour les 3 types d'unités fonctionnelles.

Tableau 2.2 Moment maximal et incrément appliqués sur les unités

	Moment maximal pour les 6 efforts	incrément
T3/T4	5,0 Nm	1,0 Nm
T7/T8	8,0 Nm	1,0 Nm
T12/L1	8,0 Nm	1,0 Nm

Ces incréments et moments maximaux sont respectés pour les trois types d'essais sur unité fonctionnelle complète ou amputée du complexe articulaire et sur le disque seul.

#### 2.2.4 Force de compression due au système de fixation et de mise en charge

Le poids total des éléments de fixation utilisés pour permettre la lecture et la mise en charge ainsi que le poids des masselottes utilisées pour l'application des moments créent une charge verticale parasite (section 2.2.3).

Pour vérifier l'importance de cette charge, le tableau 2.3 regroupe les masses et les forces approximées des composantes principales utilisées pour les sollicitations normales sans précharge (SPC) et avec précharge (APC). Le poids du séruben est variable selon le type d'unité fonctionnelle. La quantité de séruben nécessaire pour lier la vertèbre supérieure au système de mise en charge diminue généralement de T3/T4 vers T12/L1. Ce tableau met en évidence la grandeur de la force parasite qui varie de 10 à 30 N pour les sollicitations normales et de 30 à 50 N pour les sollicitations avec précharge.

Cette force parasite signifie que lors des essais, l'unité fonctionnelle subit continuellement un préchargement qui pourra affecter légèrement la réponse mécanique. Lors des essais avec précharge, la force additionnelle due à la modification du système de mise en charge pourra s'élever à environ 20 N.

Tableau 2.3 Masses et forces verticales des différentes composantes de chargement pour sollicitation SPC et APC

	Masse (g)	
	SPC	APC
Système de fixation (plaque et vis)	190	280
Tiges* (2) et plateaux(2)	450	2285
Étrier	110	110
Séruben**	360	360
Masse totale du système des fixation (sans les masselottes)	1110	3035
	Force verticale (N)	
Poids du système de fixation	10,9	29,7
Poids des masselottes à 5 Nm***	11,0	11,0
Poids des masselottes à 8 Nm***	17,6	17,6
Force verticale maximale	28,5	47,3

\*: représente la masse des tiges pour sollicitations en flexion/extension et inclinaison environ 2 fois supérieure à celle utilisée pour la torsion

\*\* : masse de séruben pour UF T7/T8 (R7)

\*\*\*: ce poids n'est pas présent pour la sollicitation en torsion

### 2.2.5 Acquisition des données

Pour la mesure des déplacements, nous utilisons un système mécanique dit à "deux têtes micrométriques" (2TM) car le déplacement tridimensionnel d'une vertèbre est suivi en permanence par deux têtes micrométriques 3D (figure 2.10) mobiles dans l'espace et liées à la vertèbre supérieure par l'entremise de l'étrier.

Chaque tête micrométrique est composée de trois chariots mobiles en translation dans trois directions orthogonales. Ces trois translations sont obtenues par des guidages rectilignes de haute précision (13 microns/mètre) et à faible coefficient de frottement (0,08). L'amplitude de chacune de ces trois translations est mesurée par un capteur résistif linéaire (4) (SFERNICE, type 50L) qui se fixe à chaque chariot. De plus, un capteur résistif angulaire (5) (SFERNICE, type 78SF) interposé entre un joint de cardan et l'une des têtes micrométriques permet de mesurer la rotation de l'étrier autour de son axe.

La connaissance des paramètres (6 déplacements linéaires et une rotation) de ces 7 capteurs permet de déterminer les 6 composantes du déplacement spatial de la vertèbre supérieure mobile par rapport à la vertèbre inférieure immobilisée, selon le système d'axes de la figure 2.8:

- rotation dans le plan sagittal (flexion/extension, autour de Z);
- rotation dans le plan frontal (inclinaison latérale, autour de X);
- rotation dans le plan horizontal (rotation axiale, autour de Y);
- translation antéro-postérieure ou postéro-antérieure (suivant la direction X);
- translation latérale gauche et droite (suivant la direction Z);
- translation crânio-caudale ou caudo-crâniale (suivant la direction Y).

Les translations du centre du corps vertébral ne seront pas étudiées dans le présent document. Le détail du calcul permettant le passage des paramètres des capteurs aux déplacements de la vertèbre a été publié par Lavaste<sup>29</sup>.

Les capteurs, reliés à une chaîne de mesure de type ORION 3530B (SCHLUMBERGER) à 8 canaux, sont pilotés par un micro-ordinateur GOUPIL compatible IBM 386 Mhz, tel que présenté à la figure 2.15. Avant d'être inscrits, les résultats subissent un traitement numérique à l'aide d'un algorithme informatique qui restitue les valeurs des déplacements du centre du corps vertébral (ccv) selon le système d'axes défini localement et présenté à la figure 2.8<sup>15</sup>. Le système d'acquisition de données fonctionne en temps réel et reproduit les résultats dans un fichier ASCII sous un format utilisable avec le tableur Lotus 123™.

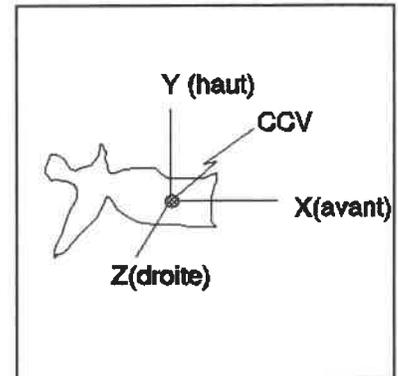


Figure 2.15 Repère géométrique local associé à la vertèbre supérieure

### 2.2.6 Mesures de la géométrie et de l'indice de Nachemson (IN)

Les mesures géométriques sur les unités fonctionnelles sont relevées suite à la réalisation complète des essais. Une série de mesures géométriques simples est relevée sur le corps vertébral supérieur et le disque pour chacune des unités fonctionnelles ainsi qu'une étude visuelle de l'état de la dégénérescence du disque selon la cotation par grade de Nachemson<sup>34</sup>. La description de ces mesures est schématisée à la figure 2.16 précédée d'une légende explicative.

#### Légende:

$L_1$ : longueur frontale du plateau supérieur de la vertèbre supérieure;

$L_2$ : longueur postéro-antérieure du plateau supérieur de la vertèbre supérieure;

h: hauteur du corps vertébral de la vertèbre supérieure;

e: épaisseur du disque intervertébral.

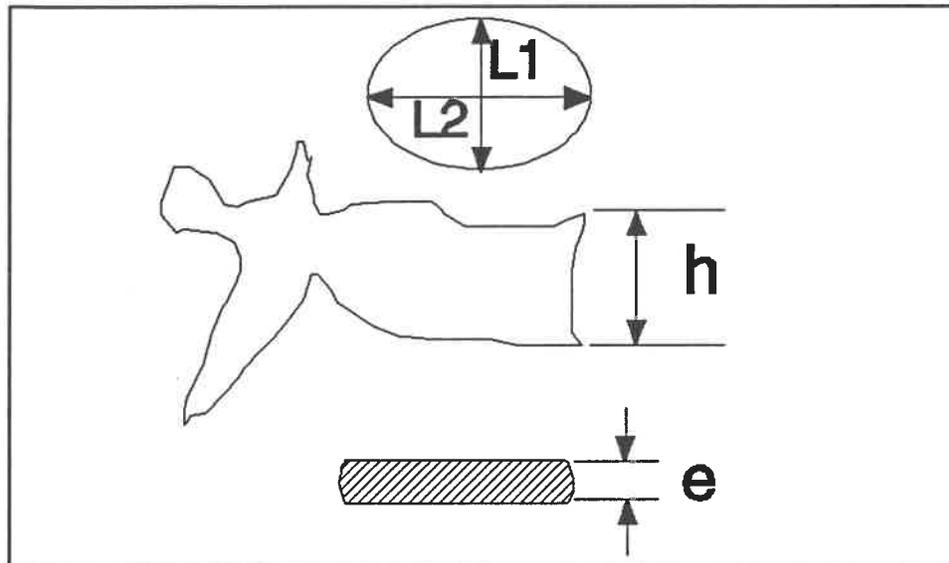


Figure 2.16 Description schématique des mesures géométriques relevées sur les unités fonctionnelles

Les mesures sont relevées à l'aide d'une règle métrique (erreur  $\pm 0,5$  mm) et l'indice de Nachemson est obtenu à la suite d'une évaluation subjective de la dégradation biologique du disque.

### 2.2.7 Repositionnement

Afin de réaliser l'étude comparative des essais sur unités fonctionnelles saines et lésées, étude indispensable à la discrétisation mécanique des éléments de l'unité, le centre du corps vertébral doit retrouver, après chaque sollicitation, sa position et son orientation angulaire d'origine.

Cependant, les propriétés viscoélastiques<sup>60</sup> particulières au disque et son hystérésis<sup>60</sup> nuisent et parfois rendent même impossible ce retour au positionnement original. Afin de pallier à cet inconvénient, un dispositif simple a été fixé sur le système de fixation de l'unité et sur le bâti de l'appareil 2TM pour permettre le repositionnement dans la configuration originale.

Sur les vis pointeaux frontales et latérales de l'étrier ont été fixées trois tiges effilées à leur pointe qui prolongent les déplacements et rotations du centre du corps vertébral (section 2.2.2). Un système complémentaire de trois tiges effilées fixées sur la 2TM (figure 2.14) s'ajuste pour se positionner près des extrémités des tiges sur l'étrier. Après une sollicitation et une mise en forme, l'unité est repositionnée manuellement dans sa configuration d'origine.

La précision de ce repositionnement manuel se détermine à partir des erreurs de positionnement produites lors des expérimentations de cette étude à l'intérieur d'un même couple de sollicitations. Les erreurs correspondent au déplacement du centre du corps vertébral suite au repositionnement manuel de la vertèbre supérieure après la flexion, l'inclinaison gauche et la torsion droite. La précision est très grande, celle-ci variant entre  $0,02^\circ$  et  $0,12^\circ$  avec une moyenne totale de  $0,08^\circ$  (inférieure à  $0,10^\circ$ ), ce qui constitue une précision suffisamment importante pour permettre la comparaison entre les trois types d'essais.

Malheureusement, en flexion/extension, le repositionnement à l'origine avec précision n'est pas toujours possible entre la position de l'unité fonctionnelle intacte et lésée. En flexion/extension, deux facteurs empêchent de repositionner avec précision à l'origine. Premièrement, la précontrainte dans le ligament jaune<sup>36</sup>, surtout pour T12/L1, provoque une légère rotation en flexion de la vertèbre supérieure après section du ligament (rencontré sur deux spécimens). Deuxièmement, la bascule de la vertèbre supérieure vers l'avant, qui est due à l'effet de bras de levier exercé entre le centre du corps vertébral et le centre de gravité du système de fixation et de mise en charge qui ne coïncident pas toujours. Lors de l'analyse des résultats en flexion/extension, il faudra tenir compte de cette difficulté à repositionner correctement l'unité fonctionnelle.

### 2.3 Protocole expérimental

La procédure expérimentale pour chacune des unités fonctionnelles se déroule en six étapes principales décrites ci-dessous.

#### **ÉTAPE 1 Préparation de la pièce anatomique:**

1- préparation selon les prescriptions de la section 2.1.2.

#### **ÉTAPE 2 Mise en position de l'unité fonctionnelle:**

1- pose du système de mesure des déplacements et d'application des efforts (section 2.2.2);

2- fixation de la vertèbre inférieure dans le bac métallique à l'aide d'un alliage à bas point de fusion (section 2.2.2);

3- mise en position sur la machine d'essais 2TM;  
(humidification constante de la pièce anatomique durant les essais)

4- ajustement des tiges de repositionnement.

#### **ÉTAPE 3 Essai sur unité fonctionnelle complète (UFC):**

Opérations expérimentales à réaliser pour chacune des sollicitations

##### **A) Flexion et extension:**

1- pose des tiges et plateaux pour la sollicitation en flexion;

2- mise en forme de l'unité (double exécution successive de la sollicitation sans prise de données);

3- repositionnement manuel et lecture de position pour la mise à zéro;

4- ajout d'une masse de 225 g (correspond à un couple de 1 Nm) sur le plateau;

5-attente de 10 s;

6-lecture du déplacement du centre du corps vertébral;

7-retour à (4) ou arrêt à 5 masses (5 Nm) pour T3/T4 et 8 masses (8 Nm) pour T7/T8 et T12/L1;

8-déchargement;

9-répétition des opérations 2 à 8 pour la sollicitation en extension;

10-retrait des tiges et plateaux.

**B) *Inclinaison latérale gauche et droite:***

1-pose des tiges et plateaux pour la sollicitation en inclinaison latérale gauche;

2-répétition des opérations 2 à 8 de la sous-étape A;

3-répétition du point 2 pour la sollicitation en inclinaison droite;

4-retrait des tiges et plateaux.

**C) *Torsion droite et gauche:***

1-pose des tiges, poulies et plateaux pour la sollicitation en torsion droite;

2-répétition des opérations 2 à 8 de la sous-étape A;

3-répétition du point 2 pour la sollicitation en torsion gauche;

4-retrait des tiges et plateaux.

**Essais supplémentaires avec précharge(APC), seulement pour 3 unités fonctionnelles T3/T4, T7/T8 et T12/L1**

1-Pose du système d'application des efforts avec précharge (section 2.4);

2-répétition des sous-étapes A,B et C avec pose de la précharge de 100 N avant la mise en forme de l'unité.

**ÉTAPE 4 Essais sur segments amputés des facettes et capsules articulaires (AC):**

a) extraction des facettes et capsules articulaires gauche et droite (section 2.5.1);

b) programme de sollicitation de base: répétition de l'ÉTAPE 3.

**ÉTAPE 5 Essais sur disque seul (DS):**

a) excision des éléments postérieurs (section 2.5.2);

b) programme de sollicitation de base: répétition de l'ÉTAPE 3.

**ÉTAPE 6 Retrait de la pièce:**

a) retrait du système d'application des efforts;

b) descellement de la pièce;

c) prise des mesures géométriques (section 2.2.6).

## 2.4 Sollicitations avec précharge (APC)

Puisqu'il a été observé qu'un préchargement modifie la réponse mécanique au niveau lombaire<sup>43</sup>, la présente étude veut vérifier son influence au niveau thoracique.

Afin de vérifier l'influence d'un préchargement, une force de compression de 100 N est donc appliquée au centre du corps vertébral de la vertèbre supérieure. Le schéma de chargement est présenté à la figure 2.17 pour une sollicitation en flexion. Des contraintes instrumentales (résistance mécanique des composantes et espace disponible) ont limité le choix de la charge de compression à 100 N. Celle-ci est créée par deux poids de 5 Kg (50 N) ancrés à mi-distance sur les tiges de transmission du moment. Un nouveau système de fixation et de mise en charge en acier est utilisé pour imposer les efforts.

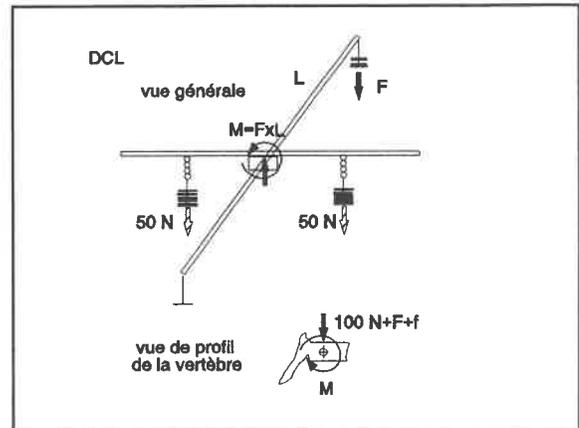


Figure 2.17 Vue générale du mode de chargement avec précharge en flexion et vue de profil du DCL simplifié de la vertèbre supérieure

Il faut cependant mentionner que d'après le tableau 2.3, cette précharge varie autour d'une valeur moyenne de 120 N due à la différence entre le système de fixation et de mise en charge original (aluminium) et celui utilisé pour les essais avec précharge (acier). Bien que le préchargement n'équivaut pas exactement à 100 N, il sera mentionné au cours de cette étude, que la précharge vaut 100 N.

Quelle est la vraisemblance de notre précharge de 100 N? Il est judicieux d'utiliser une étude de Cosson et Duval-Beaupère<sup>10</sup> pour vérifier l'amplitude choisie pour notre précharge. Le tableau 2.4 présente la résultante des forces de compression *in vivo* en pourcentage du poids corporel, déterminée par cette étude. Ces forces sont plus

élevées en position debout et présentent une moyenne d'environ 67% du poids corporel pour les 3 unités étudiées. Dans l'optique d'une étude des déformités scoliothiques, plus fréquentes chez l'adolescente, un poids de 35-40 kg est une référence convenable, ce qui équivaut à une force de l'ordre de 225 à 260 N. Notre précharge équivaut donc à un peu moins que la moitié de celle observée *in vivo*.

Tableau 2.4 Pourcentage de poids corporel de la résultante des forces sur les vertèbres T4, T7 et T12 en position debout et assise (adapté de Cosson et Duval-Beaupère<sup>10</sup>)

	Pourcentage de poids corporel	
	Debout	Assis
T4	60%	40%
T7	75%	50%
T12	65%	60%

Trois unités T3/T4, T7/T8 et T12/L1 seront soumises aux essais avec précharge. Le protocole expérimental établi à la section 2.3 indique l'ordre des opérations effectuées.

## 2.5 Lésions pratiquées

Deux types de lésions furent pratiquées sur les unités: 1) l'ablation des facettes et capsules articulaires et 2) l'excision des éléments postérieurs afin de déterminer l'apport mécanique individuel de chacun de ces éléments.

Nous avons choisi une unité T12/L1 pour la présentation des opérations de dissection. L'unité T12/L1 intacte est présentée en vue arrière à la figure 2.18, en position d'essai sur la 2TM avant de subir les opérations de dissection.

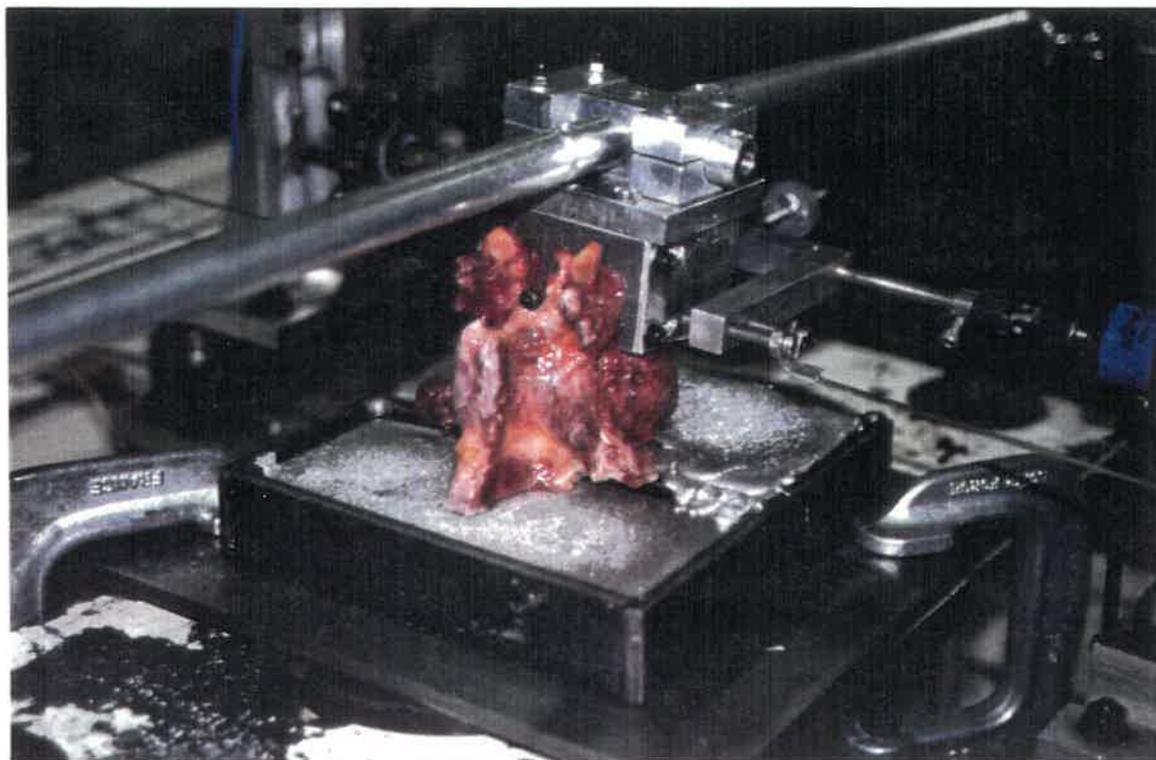


Figure 2.18 Vue arrière d'une unité T12/L1 intacte sur l'appareil 2TM

### 2.5.1 Facectomie

L'ablation complète des facettes et capsules articulaires (le complexe articulaire CA) est exécutée à l'aide d'une pince chirurgicale. Cette opération se déroule sur l'unité en position d'essai sur l'appareil 2TM. À la figure 2.19, la même unité T12/L1 que précédemment est présentée après facectomie.

### 2.5.2 Suppression des éléments postérieurs

Lors de la suppression des éléments postérieurs de l'unité, les éléments ligamentaires suivants sont extraits: ligament jaune, ligament interépineux et ligament surépineux ainsi que les parties osseuses suivantes: une section de l'apophyse épineuse de la vertèbre supérieure ainsi que parfois une partie de son arc. L'extraction osseuse doit être suffisante pour qu'en effort d'extension, seul le disque reprenne l'effort. Ces opérations sont réalisées à l'aide d'une pince chirurgicale sur l'unité en position d'essai.

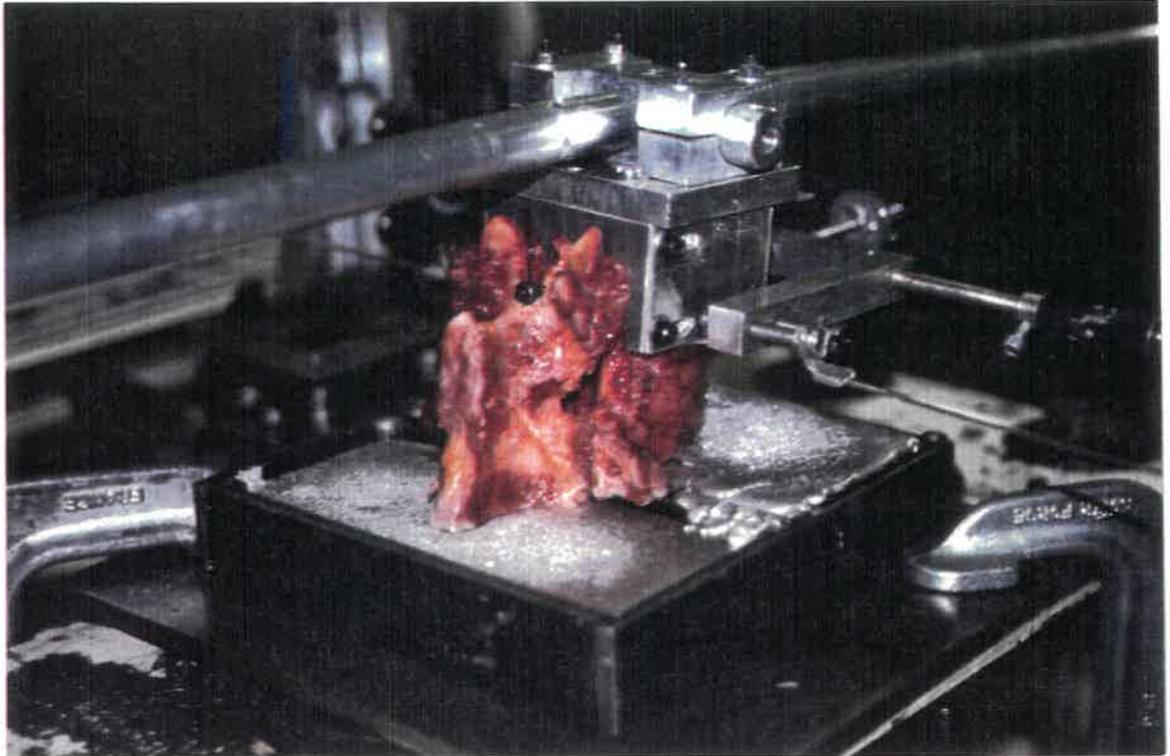


Figure 2.19 Vue arrière d'une facetectomie d'une unité T12/L1 sur l'appareil 2TM

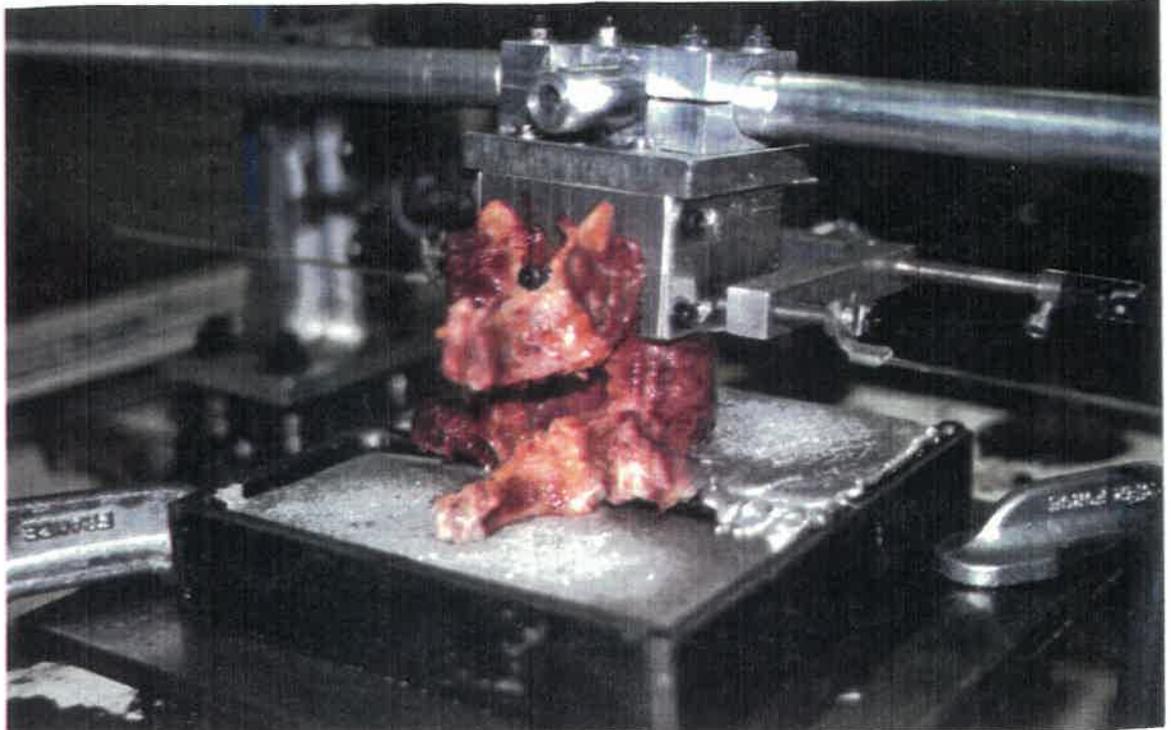


Figure 2.20 Vue arrière d'une unité T12/L1 ayant subi la suppression des éléments postérieurs sur l'appareil 2TM

Le temps des opérations de facectomie et de suppression des éléments postérieurs dépasse rarement 5 minutes chacune.

## 2.6 Traitement des données

A partir des données produites lors de cette étude, l'obtention des caractéristiques mécaniques recherchées est réalisée par le biais d'opérations mathématiques décrites à la présente section.

Le faible nombre d'échantillons (5 à 6) nous empêche de conduire une étude statistique valable. La signification statistique des résultats ne sera donc pas étudiée. Les seuls outils statistiques qui serviront de support à l'analyse des résultats seront la moyenne ( $\bar{x}$ ) et l'écart-type ( $\sigma$ ).

Cinq caractéristiques principales seront évaluées à partir des données expérimentales, soit la mobilité maximale de l'unité fonctionnelle, l'influence de la lésion du complexe articulaire et des éléments postérieurs, la rigidité (initiale et finale) de l'unité et de ses principales composantes, le couplage et l'influence du préchargement.

La **mobilité** est représentée par la rotation associée à l'intensité maximale d'un couple choisi, soit 5 Nm pour T3/T4 et 5 ou 8 Nm pour T7/T8 et T12/L1.

La **rigidité initiale** est déterminée par l'inverse de la pente à l'origine de la courbe déplacements vs efforts et la **rigidité finale** par l'inverse de la pente tangente au moment maximal, de cette même courbe, pour les 6 efforts sur unité fonctionnelle intacte ( $K_{uf}$ ) et lésée ( $K_{ac}$  et  $K_{ds}$ ). La discrétisation mécanique de la rigidité des éléments de l'unité se détermine par soustraction des rigidités  $K_{uf}$ ,  $K_{ac}$  et  $K_{ds}$  pour obtenir les rigidités du complexe articulaire ( $K_{ca}$ ) et celle des éléments postérieurs ( $K_{ep}$ ):

$$K_{ca} = K_{uf} - K_{ac}$$

$$K_{ep} = K_{ac} - K_{ds}$$

Ces rigidités associées au complexe articulaire et aux éléments postérieurs équivalent à un ressort en torsion situé au centre du corps vertébral. Des manipulations mathématiques supplémentaires sont nécessaires pour redistribuer ces rigidités et les convertir dans la forme appropriée. La contribution à la rigidité en pourcentage de chacun des trois éléments se détermine selon l'équation suivante:

$$\% \text{ de contribution à la rigidité} = ((Kds \text{ ou } Kca \text{ ou } Kep)/Kuf)*100$$

L'**influence de lésions pratiquées** se calcule à partir de l'accroissement en pourcentage de la mobilité maximale des unités lésées par rapport aux unités saines:

$$\text{Accroissement de la mobilité (\%)} = \frac{((\text{mobilité intacte}) - (\text{mobilité lésée})) * 100}{(\text{mobilité intacte})}$$

La présentation des termes de **couplage** utilise le rapport de la rotation secondaire sur la rotation principale (pour les trois types d'essais réalisés UFC, AC et DS) selon la formule suivante:

$$\text{Rapport de couplage} = (\text{mobilité secondaire} / \text{mobilité primaire})$$

L'**influence de la précharge** est déterminée par le pourcentage d'accroissement de la mobilité entre un essai sans précharge (0 N) et avec précharge (100 N):

$$\text{Accroissement de la mobilité (\%)} = \frac{(\text{mobilité (0 N)} - \text{mobilité (100 N)}) * 100}{\text{mobilité (0 N)}}$$

Les résultats sont présentés par leur valeur moyenne ( $\bar{x}$ ) et l'écart-type ( $\sigma$ ) définis comme suit:

$$\bar{x} = \Sigma x_i / n \quad x_i: \text{variable étudiée}$$

$$\sigma = \sqrt{(\Sigma(x_i - \bar{x})^2) / (n-1)} \quad n: \text{nombre de spécimens de la population étudiée}$$

Dans le cas des sollicitations symétriques, inclinaison latérale et torsion, la moyenne des résultats ( $\bar{x}_d$  pour un effort vers la droite et  $\bar{x}_g$  vers la gauche) et le nouvel écart-type se calculent comme suit<sup>4</sup>:

$$\bar{x} = (\bar{x}_d + \bar{x}_g) / 2 \quad \sigma = \sqrt{(\sigma_d^2 + \sigma_g^2)}$$

Le chapitre suivant présente l'ensemble des résultats des expérimentations accompagné d'une description de chacun des groupes de caractéristiques recueillies.

## CHAPITRE 3 - RÉSULTATS DES EXPÉRIMENTATIONS

---

Le présent chapitre constitue le corps de ce document et présente les résultats expérimentaux les plus pertinents à la compréhension des principes mécaniques qui régissent le comportement des unités fonctionnelles T3/T4, T7/T8 et T12/L1.

### 3.1 Données géométriques

Les données géométriques des unités T3/T4, T7/T8 et T12/L1, mesurées à partir de l'ensemble des spécimens soumis aux essais expérimentaux de cette étude, sont présentées aux tableaux 3.1, 3.2 et 3.3. La description de ces mesures a été traitée au chapitre précédent (section 2.2.6) et illustrée à la figure 2.16.

Chacune des six premières rangées des tableaux est identifiée à un spécimen de rachis de R1 à R8; la moyenne et l'écart-type sont inscrits à la dernière rangée. Les mesures géométriques de l'unité T7/T8 du spécimen R8 n'ont pas été incluses dans la moyenne parce qu'elle a été écartée des résultats expérimentaux, son comportement s'éloignant trop des limites des mesures expérimentales. Les définitions des variables dimensionnelles regroupées aux cinq premières colonnes et de la mesure de dégradation biologique du disque à la dernière colonne sont résumées ci-dessous.

$e$  : épaisseur du disque intervertébral;

$L_1$  : longueur frontale du plateau supérieur de la vertèbre;

$L_2$  : longueur postéro-antérieure du plateau supérieur de la vertèbre;

$h$  : hauteur du corps vertébral de la vertèbre supérieure;

$A$  : aire du disque approximée par une ellipse et utilisant les dimensions du plateau supérieur de la vertèbre  $A = (\pi * L_1 * L_2) / 4$ ;

IN : Indice de Nachemson.

Tableau 3.1 Données géométriques du disque et du corps vertébral supérieur de l'unité T3/T4

	Données géométriques					
	e(mm)	L <sub>1</sub> (mm)	L <sub>2</sub> (mm)	h(mm)	A(mm <sup>2</sup> )	IN
R2	3	24	29	17	546	3
R3	2	21	21	18	346	3
R4	3	20	21	17	329	3
R5	3	17	25	17	333	2à3
R6	3	18	29	19	409	2à3
R7	3	20	29	17	455	3
Moy	2,8 (0,4)*	20,0 (2,2)	25,7 (3,6)	17,5 (0,8)	403 (78)	2,8 (0,2)

\*: ( $\sigma$ ) l'écart-type

Tableau 3.2 Données géométriques du disque et du corps vertébral supérieur de l'unité T7/T8

	Données géométriques					
	e(mm)	L <sub>1</sub> (mm)	L <sub>2</sub> (mm)	h(mm)	A(mm <sup>2</sup> )	IN
R3	4	29	34	20	774	3
R4	3	28	32	17	704	3
R5	5	25	29	17	569	2à3
R6	4	22	29	19	501	2à3
R7	6	29	33	18	752	2à3
R8*	3	25	27	21	530	3
Moy	4,4 (1,0)	26,6 (2,7)	31,4 (2,1)	18,2 (1,2)	660 (107)	2,7 (0,2)

\*: Spécimen non-inclus dans le calcul de la moyenne

Tableau 3.3 Données géométriques du disque et du corps vertébral supérieur de l'unité T12/L1

	Données géométriques					
	e(mm)	L <sub>1</sub> (mm)	L <sub>2</sub> (mm)	h(mm)	A(mm <sup>2</sup> )	IN
R1	9	25	40	23	785	2à3
R3	8	37	45	24	1307	3
R4	8	34	45	24	1201	3
R5	9	30	41	23	966	2à3
R6	9	37	50	21	1452	2à3
R8	9	29	40	19	911	2à3
Moy	8,7 (0,5)	32,0 (4,4)	43,5 (3,6)	22,3 (1,8)	1103 (234)	2,7 (0,2)

À la suite de la présentation de ces mesures, les quatre observations suivantes peuvent être formulées:

- 1) L'étude de ces tableaux révèle, tel qu'anticipé, une croissance continue des dimensions morphologiques, du niveau supérieur T3 vers le niveau inférieur T12.
- 2) L'épaisseur du disque intervertébral varie approximativement du simple (e=2,8mm) à T3 au triple (e=8,7mm) à T12 et du simple (e=4,4mm) à T7 au double (e=8,7mm) à T12. La même variation dimensionnelle est observée pour l'aire du disque intervertébral.
- 3) La hauteur du corps vertébral ne suit pas la variation observée ci-haut et ne s'accroît que de 27% du niveau T3 jusqu'au niveau T12.
- 4) Pour sa part, l'indice de Nachemson présente une valeur moyenne équivalente entre chacune des unités T3/T4(IN=2,8), T7/T8(IN=2,7) et T12/L1(IN=2,7) et une variation quasiment nulle à l'intérieur d'un même rachis, sauf pour R7.

### 3.2 Réponse mécanique

La réponse mécanique correspond à la rotation engendrée au centre du corps vertébral de la vertèbre supérieure suite à l'application d'une sollicitation sur cette vertèbre. Afin d'exprimer graphiquement la réponse d'une unité fonctionnelle, le graphe "rotations vs efforts" (composé de l'amplitude du couple en abscisse et les rotations engendrées en ordonnée) sera utilisé. Les rotations moyennes des unités fonctionnelles intactes soumises aux six sollicitations de base sont présentées dans cette section. Les mêmes échelles sont utilisées pour chacun des graphes. Chacun des graphes présentent un couple de sollicitations: flexion/extension, inclinaison gauche/droite et torsion droite/gauche. Le signe de la rotation respecte le système d'axes de la figure 2.15.

#### 3.2.1 Unité fonctionnelle T3/T4

La première série de figures représente la réponse moyenne pour les unités T3/T4 en flexion/extension (figure 3.1), inclinaison gauche et droite (figure 3.2) et torsion droite et gauche (figure 3.3).

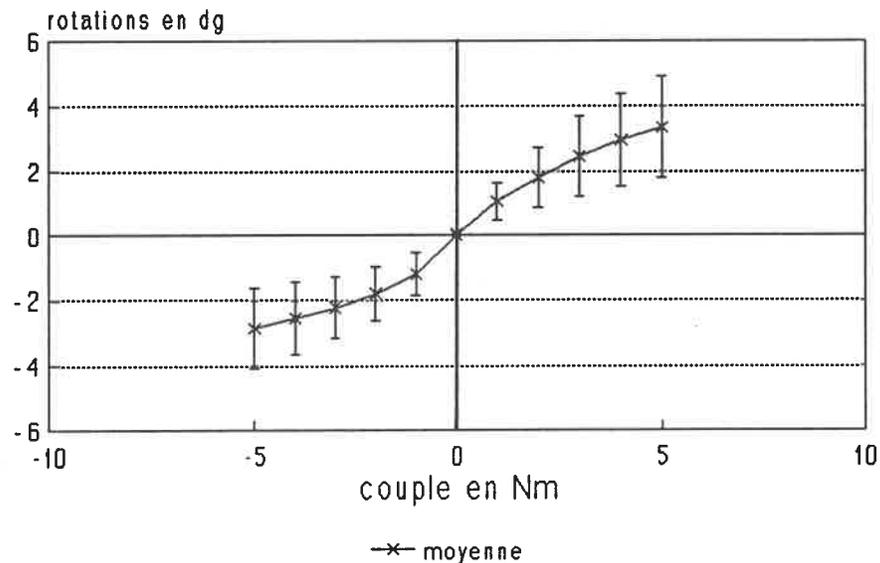


Figure 3.1 Réponse moyenne de l'unité T3/T4 à la sollicitation en flexion/extension

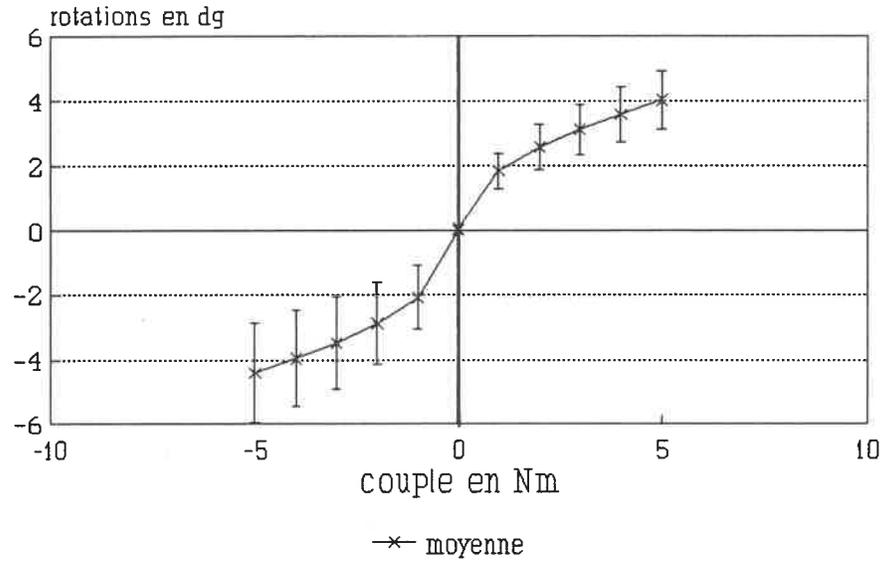


Figure 3.2 Réponse moyenne l'unité T3/T4 à la sollicitation en inclinaison g/d

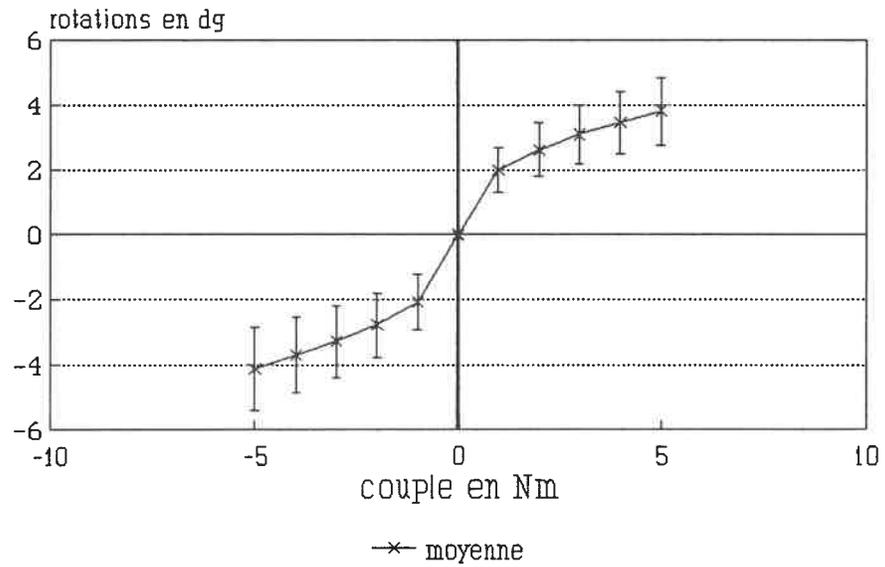


Figure 3.3 Réponse moyenne de l'unité T3/T4 à la sollicitation en torsion d/g

### 3.2.2 Unité fonctionnelle T7/T8

Les résultats des essais conduits sur 5 unités T7/T8 (l'unité T7/T8 de R8 a atteint la limite à la rupture avant 8 Nm et n'est pas considérée pour l'étude mécanique) seront abordés selon la même méthode de présentation que l'unité T3/T4.

La réponse aux sollicitations en flexion/extension, inclinaison latérale et torsion est présentée respectivement dans l'ordre aux figures 3.4, 3.5 et 3.6.

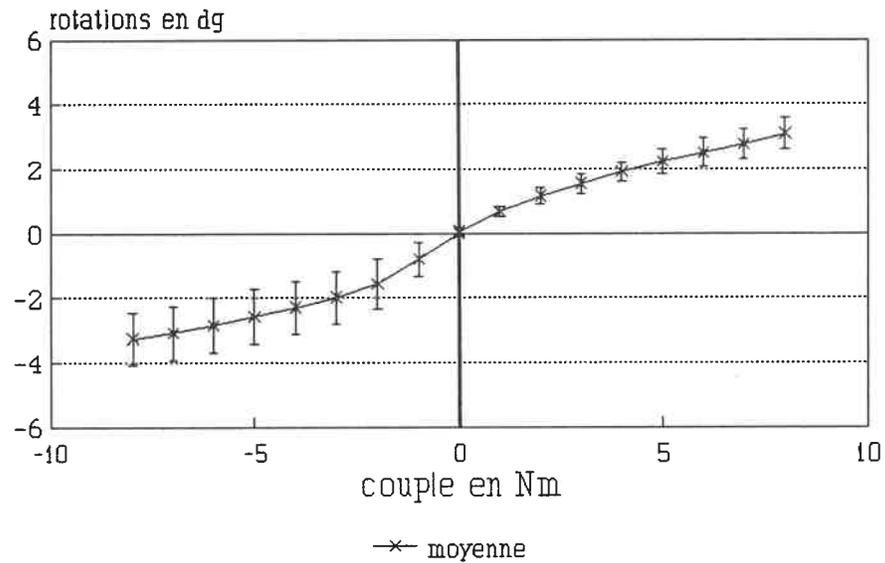


Figure 3.4 Réponse moyenne de l'unité T7/T8 à la sollicitation en flexion/extension

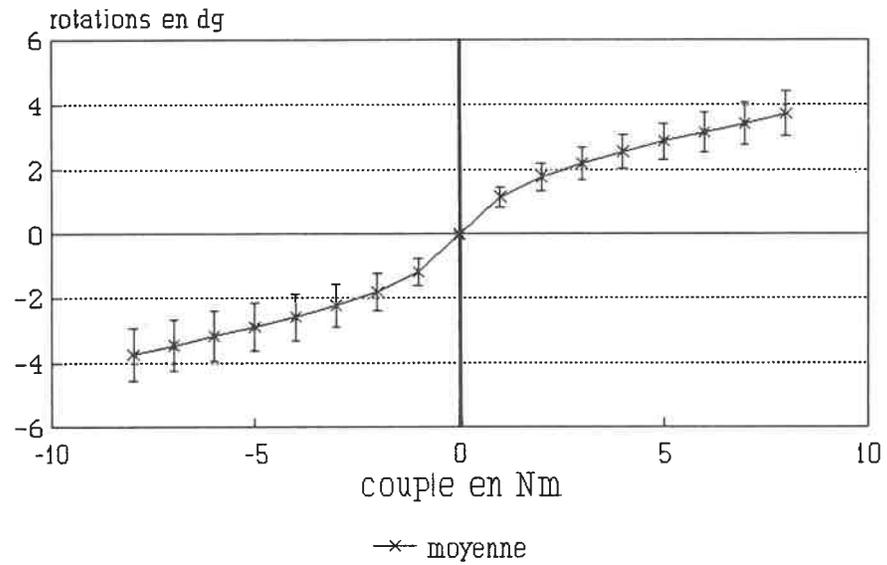


Figure 3.5 Réponse moyenne de l'unité T7/T8 à la sollicitation en inclinaison g/d

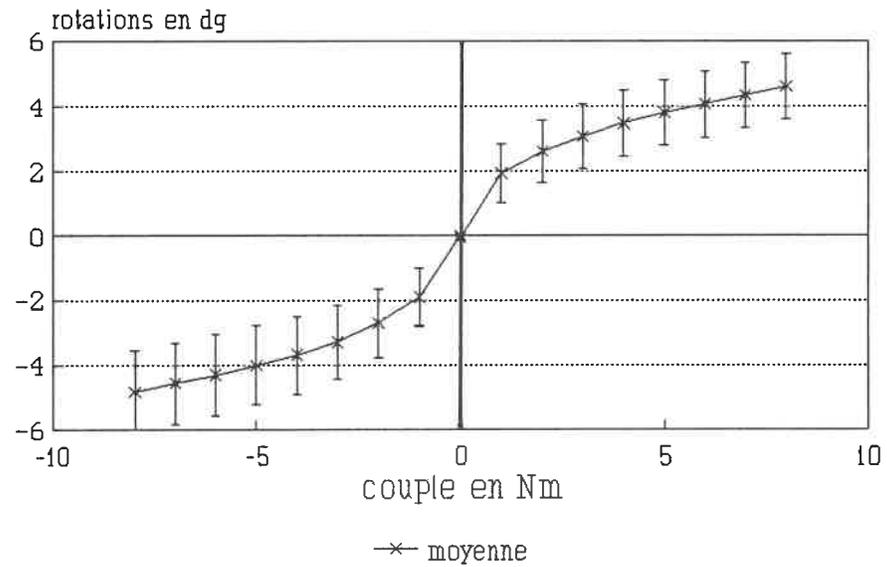


Figure 3.6 Réponse moyenne de l'unité T7/T8 à la sollicitation en torsion d/g

### 3.2.3 Unité fonctionnelle T12/L1

La prochaine série de graphes présentée aux figures 3.7, 3.8 et 3.9 rapporte la réponse des unités fonctionnelles T12/L1 aux six sollicitations principales.

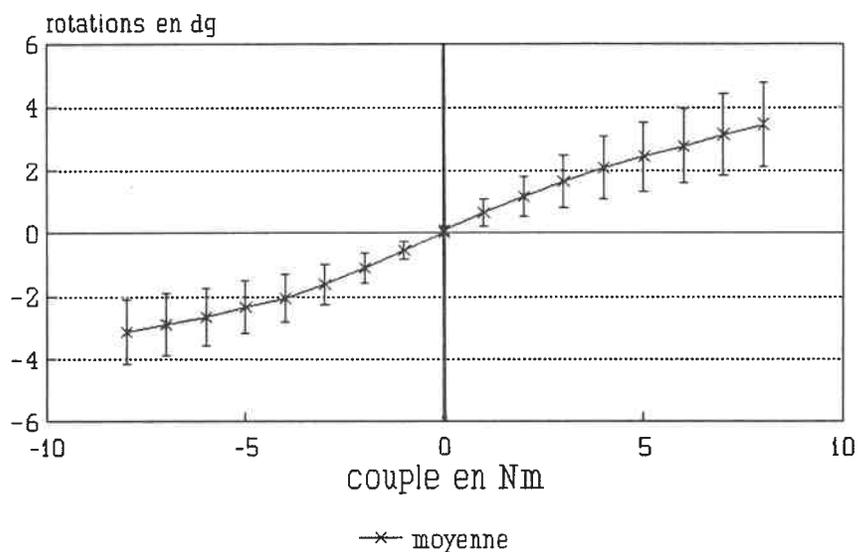


Figure 3.7 Réponse moyenne de l'unité T12/L1 à la sollicitation de flexion/extension

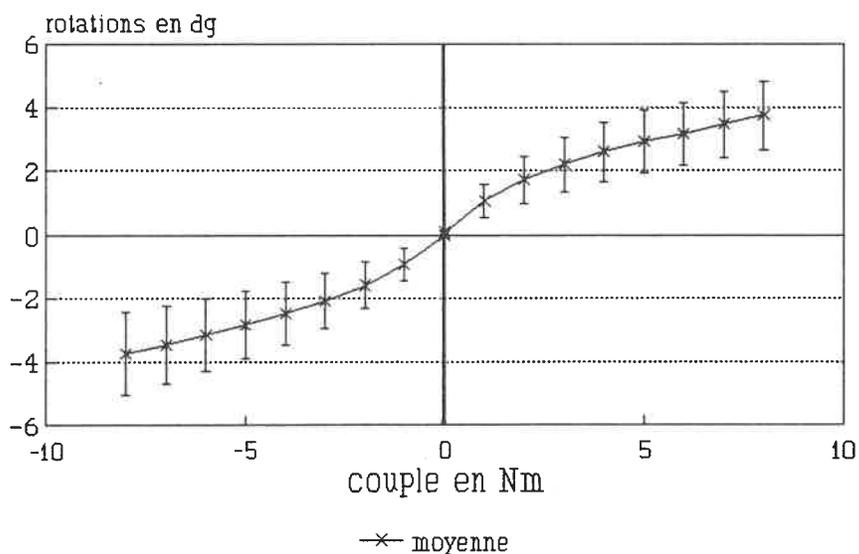


Figure 3.8 Réponse moyenne de l'unité T12/L1 à la sollicitation en inclinaison g/d

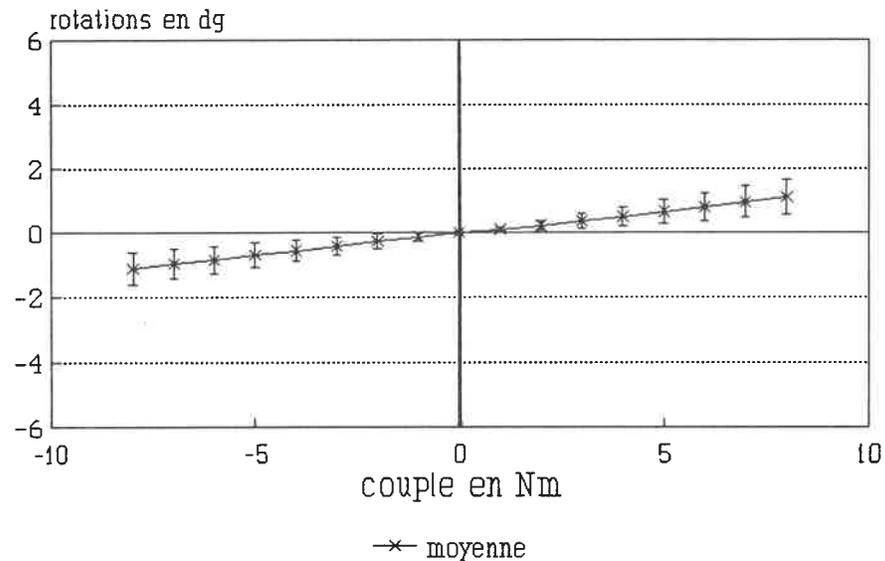


Figure 3.9 Réponse moyenne de l'unité T12/L1 à la sollicitation en torsion d/g

Les principales observations sur le comportement mécanique des unités fonctionnelles T3/T4, T7/T8 et T12/L1 sont formulées ci-après.

- 1) Les unités répondent non linéairement aux efforts imposés (sauf T12/L1 en torsion); cette non-linéarité est caractérisée par la variation douce ou brusque de pente entre 1 et 2 Nm.
- 2) La courbe d'une sollicitation peut être discrétisée en deux zones caractérisées chacune par une réponse linéaire (bi-linéarité). Dans la première zone (couple  $\leq 1$  ou 2 Nm), l'unité fonctionnelle a un comportement flexible et dans la deuxième zone (couple  $\geq 1$  ou 2 Nm), l'unité présente un comportement démontrant une rigidité plus élevée.

Cette particularité mécanique a servi de point de départ pour définir les rigidités initiales et finales présentées à la section 3.5. (Il faut cependant noter que ces zones sont définies d'après la nature de nos essais. Une augmentation du nombre de paliers pour l'intensité du couple appliqué modifierait probablement la rigidité initiale calculée.)

3) Les courbes présentent une grande symétrie par rapport à l'origine, exprimant une équivalence dans la résistance à l'effort pour chacun des couples de sollicitations; cette symétrie, très forte pour l'inclinaison gauche et droite, est moins prononcée pour le couple flexion/extension.

4) L'unité T12/L1 s'est comportée quasi-linéairement pour les sollicitations en flexion/extension et presque linéairement en torsion. L'amplitude en torsion ne dépasse pas  $1,2^\circ$ , ce qui est inférieur à la valeur de rotation maximale où se termine la zone linéaire initiale pour les unités T3/T4 et T7/T8 soit vers  $1,5^\circ$  à  $2^\circ$ .

5) La dispersion représentée par l'écart-type dépasse rarement  $1^\circ$ , et ce pour l'ensemble des courbes.

### 3.2.4 Comparaison des unités T3/T4, T7/T8 et T12/L1

Afin de comparer la réponse mécanique entre les unités fonctionnelles de différents niveaux, les 3 prochaines figures présentent la juxtaposition des courbes moyennes en omettant l'écart-type pour chacune des six sollicitations.

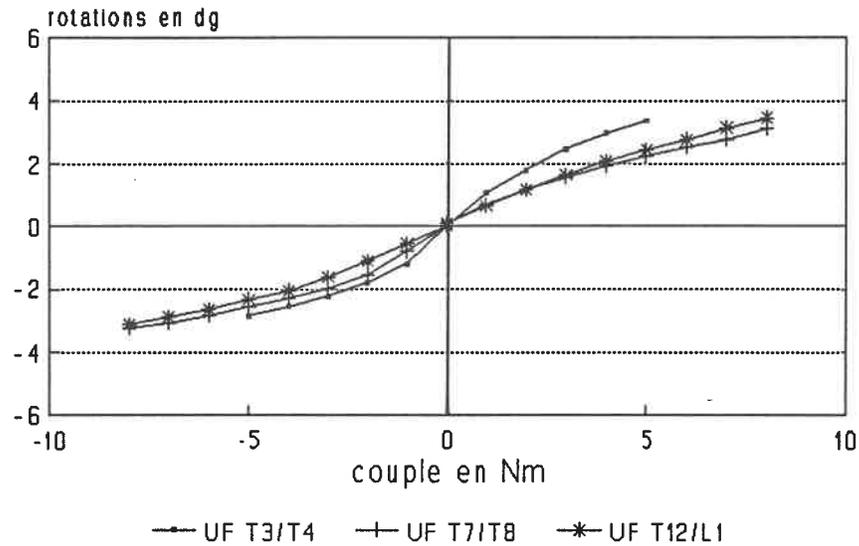


Figure 3.10 Réponse moyenne comparée des unités T3/T4, T7/T8 et T12/L1 à la sollicitation en flexion/extension

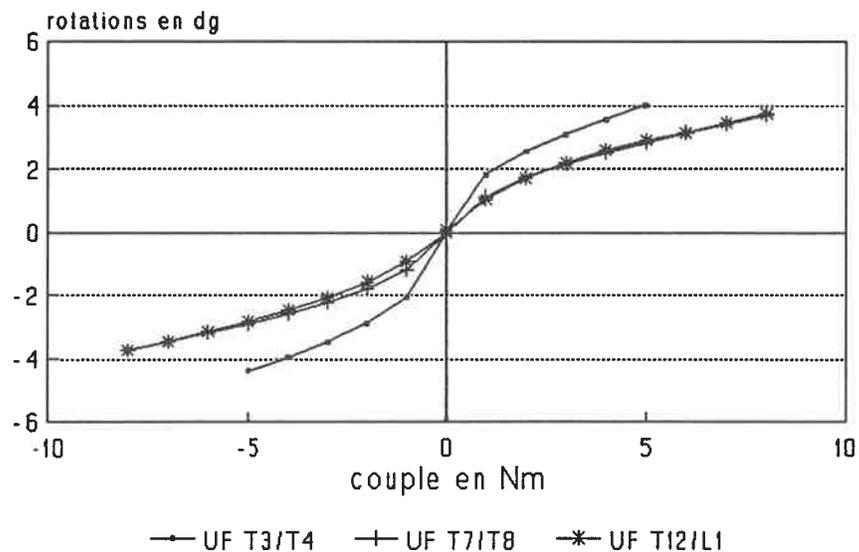


Figure 3.11 Réponse moyenne comparée les unités T3/T4, T7/T8 et T12/L1 à la sollicitation en inclinaison g/d

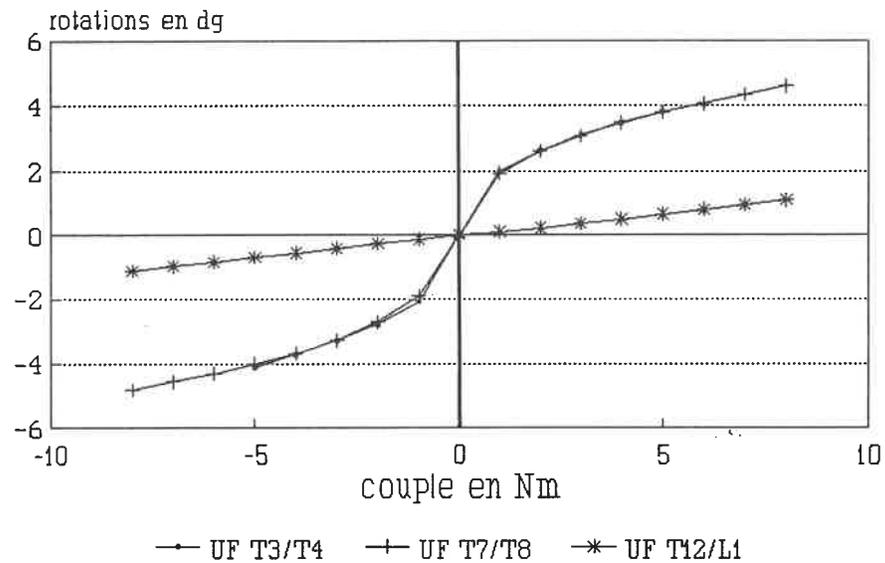


Figure 3.12 Réponse moyenne comparée des unités T3/T4, T7/T8 et T12/L1 à la sollicitation en torsion d/g

L'étude des figures 3.10 à 3.12 révèle les points suivants:

- 1) La réponse est équivalente en inclinaison gauche et droite pour les unités T7/T8 et T12/L1 et en torsion pour les unités T3/T4 et T7/T8.
- 2) La réponse en flexion/extension est presque équivalente pour les unités T7/T8 et T12/L1.
- 3) Une nette différence est observée pour la réponse en torsion de l'unité T12/L1 par rapport aux niveaux thoraciques supérieurs.
- 4) Une différence marquée est relevée en inclinaison g/d pour l'unité T3/T4 par rapport aux niveaux thoraciques inférieurs.

Les observations faites aux points 1 et 2 signalent que des unités de différents niveaux présentent des caractéristiques mécaniques semblables, malgré les différences morphologiques qui existent entre elles! Cette équivalence mécanique est partiellement causée par la nature de l'échantillonnage. En effet, les 17 unités étudiées proviennent de 8 rachis différents (voir tableau 2.1); il est donc nécessaire d'étudier le comportement mécanique entre unités d'un même rachis sur lequel une étude complète des 3 unités a été réalisée. La figure 3.13 présente la moyenne en inclinaison (sans écart-type) pour quatre rachis avec étude complète, soit: R3, R4, R5 et R6.

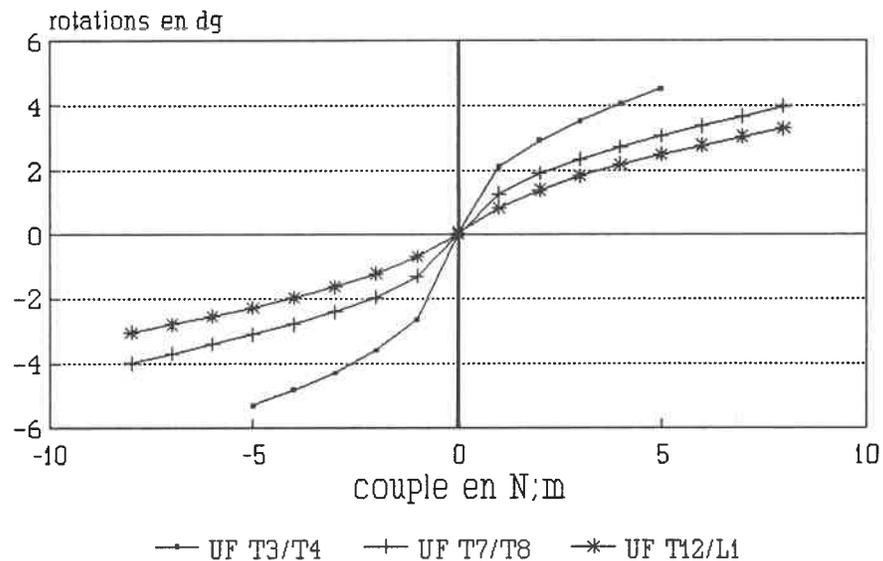


Figure 3.13 Réponse moyenne comparée des unités T3/T4, T7/T8 et T12/L1 des rachis R3,R4,R5 et R6 à la sollicitation en inclinaison g/d

À l'analyse de la figure 3.13, une diminution progressive de la mobilité est observée de T3 à T12 et réfute en partie les résultats de la figure 3.11 car il n'y a plus d'équivalence entre T7/T8 et T12/L1 mais une nette distinction entre les 3 niveaux.

Toutefois, la majorité des résultats présentés dans ce document proviennent de l'analyse moyenne des 17 unités étudiées. Le lecteur maintenant informé est donc invité

à être prudent pour la suite de la présentation des résultats. Les courbes comparées pour R3, R4, R5 et R6 pour les sollicitations de flexion et torsion sont présentées aux figures A1 et A2 de l'annexe A.

### 3.3 Mobilités à 5 et 8 Nm

La grandeur des rotations moyennes atteintes pour un moment d'une amplitude de 5 et 8 Nm est reportée graphiquement dans la présente section. Les rotations moyennes ainsi que l'écart-type ( $\sigma$ ) à 5 Nm pour les sollicitations en flexion, en extension et les sollicitations symétriques (inclinaison latérale et torsion) sont présentées à la figure 3.14. Les trois types d'unités fonctionnelles étudiées y sont regroupées.

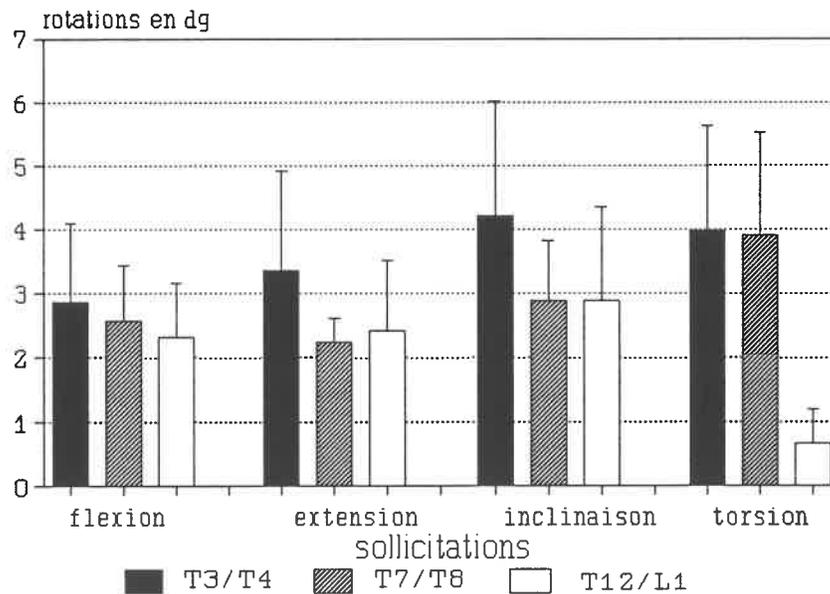


Figure 3.14 Moyenne des rotations obtenues pour les unités T3/T4, T7/T8 et T12/L1 pour un moment de 5 Nm

La figure 3.15 présente les rotations obtenues pour un moment de 8 Nm. Seuls les résultats sur les unités T7/T8 et T12/L1 y sont présentés puisque T3/T4 ne subit pas de couple supérieur à 5 Nm.

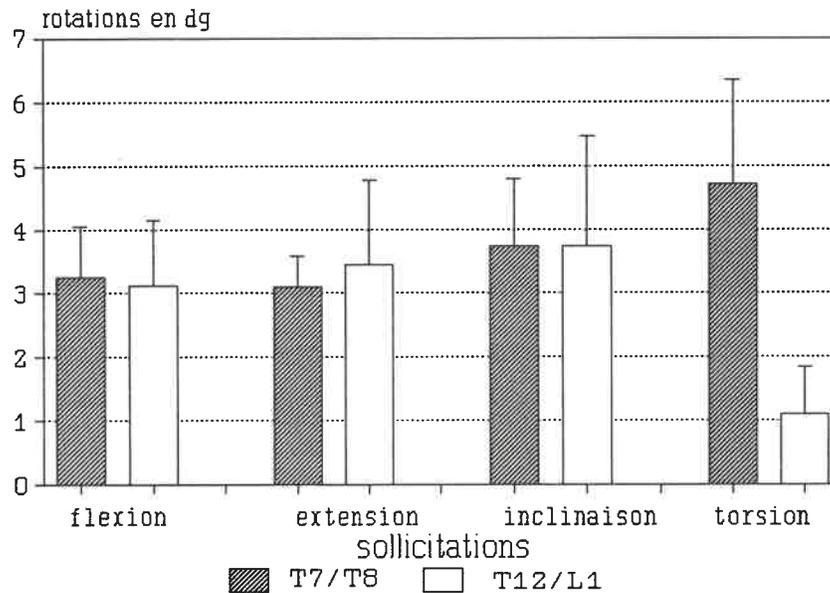


Figure 3.15 Moyenne des rotations obtenues pour les unités T7/T8 et T12/L1 pour un moment de 8 Nm

Pour une information plus précise, le tableau B1 de l'annexe B rassemble les résultats numériques associés aux figures 3.14 et 3.15. Trois observations méritent d'être relevées de la figure 3.14 concernant les mobilités à 5 Nm:

- 1) Toutes les rotations moyennes sont situées dans une fourchette de  $2,2^\circ$  à  $4,2^\circ$ , avec  $2^\circ$  d'écart maximal, sauf pour la torsion en T12/L1 (rotation environ  $0,6^\circ$ ).
- 2) Pour chacune des trois premières sollicitations, la différence maximale entre les 3 types d'unité ne dépasse pas  $1,5^\circ$ . Cependant, pour la torsion, on remarque une nette différence d'environ  $3,5^\circ$  entre l'unité T12/L1 et T7/T8.

3) La grande dispersion, caractérisée par de grands écarts-types, ne permet pas de mettre en évidence une variation significative entre chacune des unités, sauf en torsion où il y a une différence significative entre T12/L1 et les autres unités.

À l'étude de la figure 3.15, les deux points suivants sont notés:

1) Pour les deux unités T7/T8 et T12/L1, les valeurs des mobilités moyennes sont équivalentes pour la flexion, l'extension et l'inclinaison, avec une différence maximale inférieure à  $0,4^\circ$  en extension.

2) La discontinuité déjà remarquée à 5 Nm pour la sollicitation en torsion se reproduit à 8 Nm avec la même intensité. La différence de mobilité entre T7/T8 et T12/L1 se chiffre à environ  $3,5^\circ$ .

### **3.4 Influence des lésions pratiquées**

La détermination de l'importance mécanique du complexe articulaire (capsule et facettes) et des éléments postérieurs peut être exprimée par l'accroissement de la mobilité (AM) suite aux lésions (déterminé à 5 Nm pour T3/T4 et à 8 Nm pour T7/T8 et T12/L1) regroupé pour les 3 unités à la figure 3.16. Les triplets d'histogrammes de gauche à droite montrent l'influence de la lésion du complexe articulaire (LCA), de la lésion des éléments postérieurs (LEP) et de l'effet conjugué de ces lésions (LCA+LEP) sur la mobilité de chaque unité concernée.

Les résultats numériques complets sont rapportés au tableau C1 de l'annexe C. Les graphes "rotations vs efforts" qui présentent juxtaposée la réponse à l'effort des unités saines et lésées pour les trois types d'unités sont présentés aux figures C1 à C9 de cette même annexe.

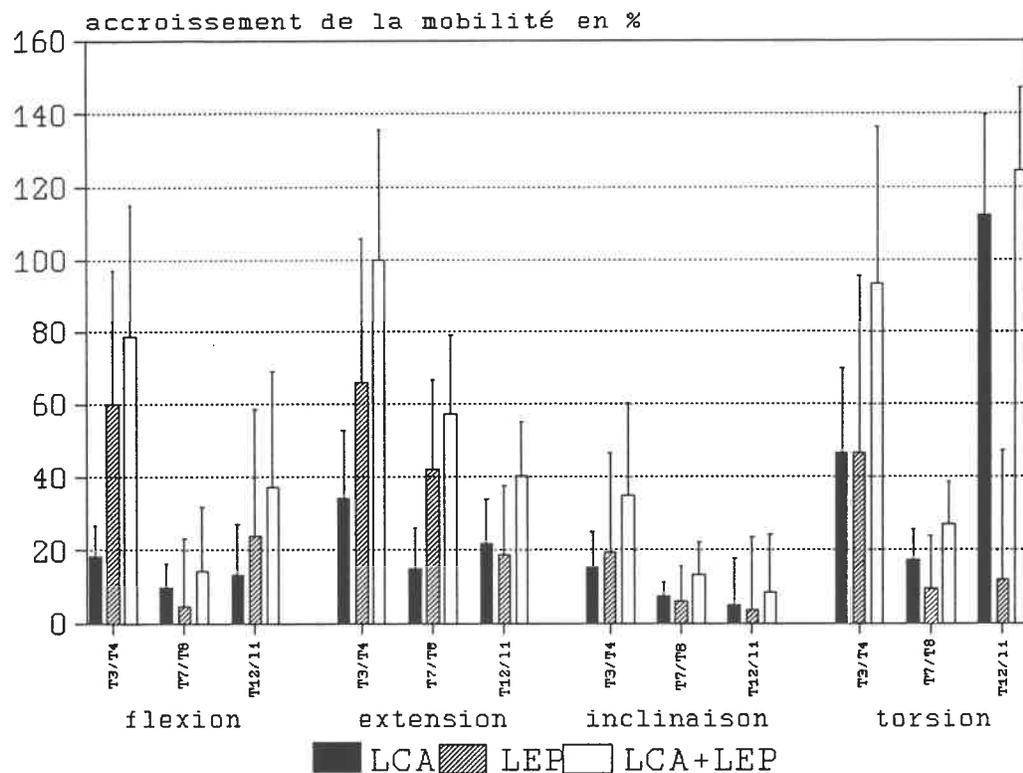


Figure 3.16 Accroissement en pourcentage de la mobilité pour mesurer l'influence de la lésion du complexe articulaire et des éléments postérieurs pour les 4 sollicitations primaires et les 3 types d'unités

La difficulté à préciser la nature des résultats a nécessité la définition d'une échelle afin de dégager la participation mécanique de chacune des composantes de l'unité. Il est peu aisé de déterminer les valeurs à partir desquelles l'influence d'une composante passe de négligeable à significative. Suite à l'examen visuel de la figure 3.16, une "influence" est présente pour toutes les sollicitations et pour toutes les unités. Celle-ci varie de 5% en inclinaison (LEP) sur T12/L1 à 125% en torsion (LCA+LEP) pour cette même unité. Sur la plage qui s'étend de 5 à 125 %, où situer les limites entre "influence peu négligeable" et "forte influence"?

Afin d'étudier la participation de chacun des éléments, la valeur moyenne des mobilités à 5 Nm pour toutes les sollicitations servira de valeur de référence. Une augmentation de la rotation de  $0,5^\circ$  suite à une lésion constitue un seuil que nous jugeons non négligeable. Cette augmentation de  $0,5^\circ$  pour une mobilité moyenne à 5 Nm de  $2,8^\circ$  (d'après le tableau B1 de l'annexe B) constitue la première limite. La valeur qui constitue le seuil pour une participation élevée est fixé à 50% d'augmentation de mobilité, ce qui donne les valeurs suivantes:

$$\text{seuil non négligeable}(\%) = 0,5^\circ / 2,8^\circ * 100 = 17,9 \approx 20 \%$$

$$\text{seuil participation élevée} (\%) = 50 \%$$

L'échelle numérique sera donc constituée de 3 échelons: une cote de 0 (négligeable) sera attribuée pour  $AM \leq 20\%$ , une cote de 1 (non négligeable) pour  $20\% \leq AM \leq 50\%$  et une cote de 2 (participation élevée) pour  $AM \geq 50\%$ . Le tableau suivant rapporte les résultats dans cette nouvelle échelle.

Tableau 3.4 Classification par degré de l'influence des lésions du complexe articulaire et des éléments postérieurs selon le type de sollicitations

Influence selon le type de lésions et sollicitations												
	Flexion			Extension			Inclinaison			Torsion		
	LCA	LEP	LCE*	LCA	LEP	LCE	LCA	LEP	LCE	LCA	LEP	LCE
T3/T4	1	2	2	1	2	2	0	0	1	1	1	2
T7/T8	0	0	0	0	1	2	0	0	0	0	0	1
T12/L1	0	1	1	1	0	1	0	0	0	2	0	2

\*: LCA+LEP

Quelques observations peuvent être tirées du tableau 3.4; il faut cependant apprécier celles-ci en relation avec les hypothèses utilisées pour remplir ce tableau:

1) Selon l'échelle définie dans cette section, la participation à l'effort (ou l'influence due à l'excision) de la capsule articulaire, des facettes articulaires et des éléments postérieurs pour les sollicitations en inclinaison latérale sont jugées négligeables pour les unités T7/T8 et T12/L1. Pour l'unité T3/T4, la participation commune des CA et EP à la résistance à l'effort est non négligeable.

2) Au niveau T3/T4, une participation non négligeable du CA pour la flexion, l'extension et la torsion (degré 1) est observée. Pour leur part, les EP sont cotés 2 en extension; cette valeur est exagérée et provient de l'ablation de l'arc épineux lors de l'excision des éléments postérieurs. La participation exclusive des éléments postérieurs ne peut être déterminée puisqu'un essai intermédiaire avec excision des ligaments exclusivement (non traité dans cette étude) serait nécessaire pour la calculer.

3) Au niveau T7/T8, la participation individuelle à la résistance à l'effort du complexe articulaire et des éléments postérieurs est négligeable, sauf pour l'extension où cependant la même remarque qu'au point 2 (ci-dessus) s'applique. Par contre, leur effet combiné est non négligeable en torsion.

4) Au niveau T12/L1, le complexe articulaire est coté 1 en extension et en torsion il a une cote de 2. En torsion, son rôle mécanique est très important puisqu'un accroissement de mobilité supérieur à 100% est observé suite à son ablation. Les éléments postérieurs opposent une résistance non négligeable au mouvement de flexion.

5) D'après les observations visuelles lors de l'expérimentation, en T3/T4 la résistance offerte par le complexe articulaire provient essentiellement de la capsule. Cependant, pour l'unité T12/L1, en plus de la résistance offerte par la capsule articulaire, le contact entre les facettes joue un rôle important.

### 3.5 Rigidités

Dans les deux prochaines sections, les rigidités initiales et finales de l'unité fonctionnelle seront présentées, suivies des rigidités initiales et finales des éléments anatomiques constituant cette unité.

#### 3.5.1 Rigidités initiales et finales de l'unité fonctionnelle

Les histogrammes des figures 3.17 et 3.18 rapportent la moyenne et l'écart-type des rigidités initiales ( $K_i$ ) et finales ( $K_f$ ) (calculée à l'origine ou à 5 et 8 Nm, selon le cas) pour les 3 types d'unités étudiées.

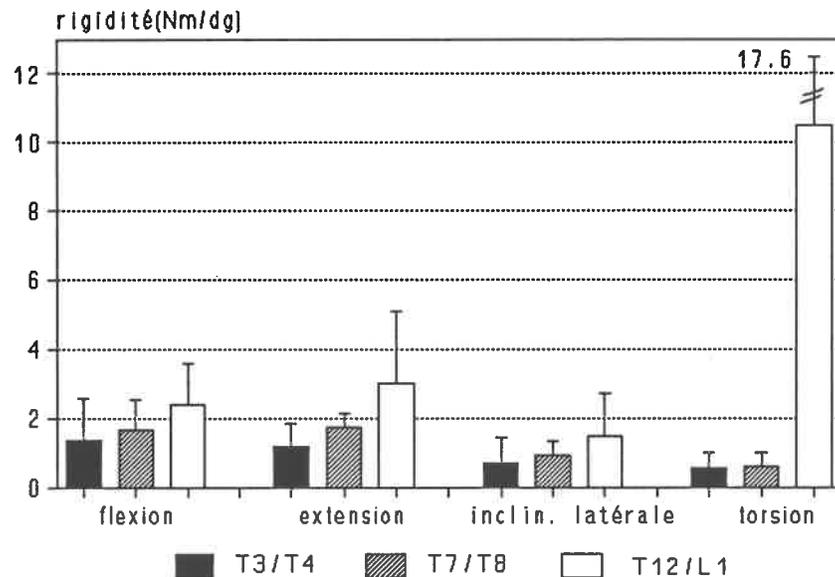


Figure 3.17 Moyenne des rigidités initiales pour les unités T3/T4, T7/T8 et T12/L1

Trois points peuvent être déduits de l'étude des figures précédentes:

- 1) Tel qu'anticipé, les rigidités initiales et finales augmentent sensiblement de T3/T4 vers T12/L1; ceci est illustré par l'augmentation croissante de la rigidité pour un même triplet d'histogrammes, sauf pour le chargement en extension à la

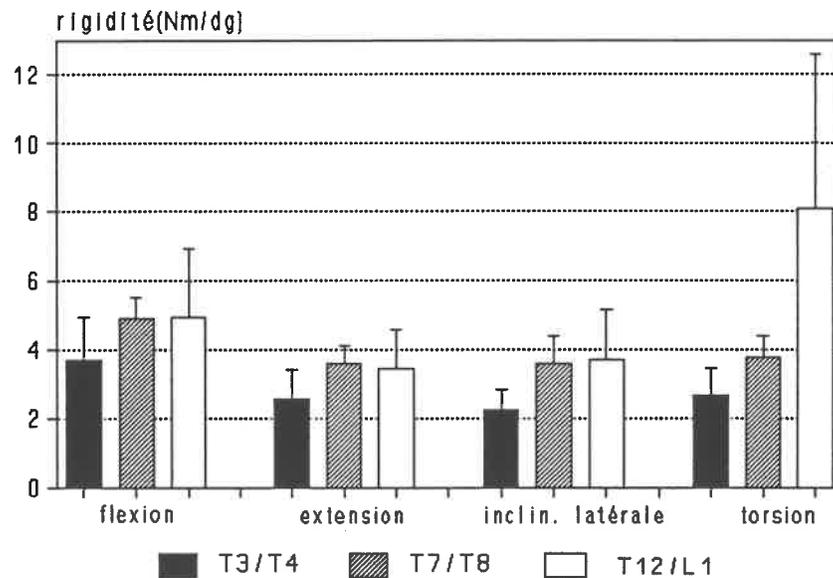


Figure 3.18 Moyenne des rigidités finales pour les unités T3/T4, T7/T8 et T12/L1

figure 3.18 où  $K_f(T7/T8) > K_f(T12/L1)$ . Les rigidités initiales de l'unité T3/T4 se rapprochent sensiblement de celles de T7/T8. Cependant, les rigidités finales en T7/T8 (sauf pour la torsion) se rapprochent plutôt de celles déterminées en T12/L1. La différence entre ces niveaux serait possiblement plus nette et importante en tenant compte de la remarque de la section 3.2.4 sur la nature de l'échantillonnage.

2) En général, la rigidité finale est 1,5 à 3 fois supérieure à la rigidité initiale, sauf pour l'unité T12/L1 en torsion où  $K_i(10,5) > K_f(8,1)$ .

3) Pour une même unité, les rigidités initiales (figure 3.17) en flexion/extension sont plus élevées (1,2 à 2 fois) qu'en inclinaison et en torsion sauf pour T12/L1. Les rigidités finales (figure 3.18) en extension, inclinaison et torsion sont équivalentes entre elles, mais en flexion elle les dépasse toutes de 1 à 1,5 Nm/dg.

### 3.5.2 Rigidités initiales et finales des éléments de l'unité fonctionnelle

Les tableaux 3.5 et 3.6 présentent les rigidités initiales et finales pour l'unité complète, le disque, le complexe articulaire et les éléments postérieurs pour trois types d'unités T3/T4, T7/T8 et T12/L1. Les rigidités de l'unité fonctionnelle (UF) et du disque (DS) proviennent directement des courbes effort-rotations et celles du CA et des EP proviennent d'une soustraction de la rigidité moyenne de chacun des 3 types d'essais effectués (section 2.6). La somme des rigidités des constituantes anatomiques n'égal pas nécessairement la rigidité de l'unité complète dû à la variabilité inhérente aux matériaux biologiques.

Tableau 3.5 Rigidités initiales pour l'unité complète, le disque intervertébral, le complexe articulaire et les éléments postérieurs

		Rigidités (Nm/dg)			
Composantes		Flexion	Extension	Inclin. lat.	Torsion
T3/T4	UF	1,38(1,21)*	1,32(0,65)	0,71(0,74)	0,59(0,41)
	DS	0,63(0,22)	0,50(0,33)	0,46(0,40)	0,30(0,13)
	CA	0,40(0,56)	0,36(0,24)	0,14(0,29)	0,17(0,15)
	EP	0,35(0,46)	0,45(0,19)	0,10(0,13)	0,12(0,18)
T7/T8	UF	1,65(0,89)	1,74(0,39)	0,93(0,40)	0,63(0,38)
	DS	1,08(0,20)	0,80(0,40)	0,65(0,25)	0,45(0,25)
	CA	0,62(0,39)	0,26(0,22)	0,18(0,11)	0,11(0,13)
	EP	-**	0,69(0,30)	0,09(0,12)	0,07(0,05)
T12/L1	UF	2,39(1,21)	2,99(2,08)	1,49(1,23)	10,5(6,73)
	DS	1,54(1,23)	1,73(1,14)	1,24(1,10)	3,64(2,57)
	CA	0,40(1,13)	1,40(1,62)	0,08(0,43)	6,32(4,32)
	EP	0,46(0,54)	-	0,16(0,37)	0,56(0,82)

\* : écart-type

\*\* : valeur de rigidité négative

Tableau 3.6 Rigidités finales pour l'unité complète, le disque, le complexe articulaire et les éléments postérieurs

		Rigidités (Nm/dg)			
Composantes		Flexion	Extension	Inclin. lat.	Torsion
T3/T4	UF	3,70(1,23)	2,55(0,86)	2,24(0,57)	2,69(0,76)
	DS	1,77(0,43)	1,49(0,48)	1,75(0,70)	1,33(0,49)
	CA	0,54(0,62)	0,74(0,49)	0,33(0,29)	0,99(0,47)
	EP	1,40(1,11)	0,33(0,26)	0,16(0,21)	0,37(0,48)
T7/T8	UF	4,89(0,60)	3,59(0,51)	3,60(0,80)	3,79(0,59)
	DS	3,97(0,95)	3,24(0,87)	3,72(0,86)	2,72(0,33)
	CA	0,42(0,55)	0,43(0,75)	-	0,79(0,75)
	EP	0,50(1,31)	-	-	0,28(0,39)
T12/L1	UF	4,91(2,01)	3,43(1,14)	3,71(1,45)	8,08(4,53)
	DS	2,87(0,75)	2,81(1,23)	3,76(1,60)	4,72(2,05)
	CA	0,11(1,15)	0,60(0,86)	-	3,14(2,54)
	EP	1,93(1,42)	0	0,06(0,28)	0,22(0,74)

Les valeurs de rigidité négatives associées au complexe articulaire et aux éléments postérieurs, rapportées aux tableaux 3.5 et 3.6, ont été considérées de valeur nulle pour la suite de cette étude.

Afin d'analyser plus clairement la participation mécanique de chacun des éléments, il est utile de déterminer le pourcentage de la contribution à la rigidité initiale et finale des trois principaux éléments qui composent l'unité fonctionnelle. Ces pourcentages se répartissent sur une échelle de 100%, soit le total de la contribution cumulative de chacun des éléments. Les résultats de la contribution aux rigidités initiales

et finales pour les 3 types d'unités et les quatre sollicitations sont illustrés respectivement aux figures 3.19 et 3.20.

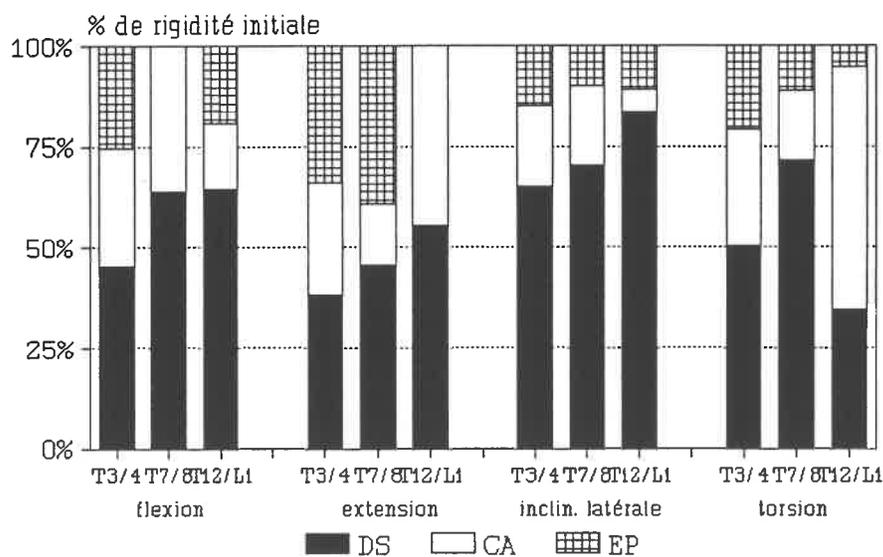


Figure 3.19 Pourcentage de la contribution à la rigidité initiale de l'UF des trois principaux éléments anatomiques pour les unités T3/T4, T7/T8 et T12/L1

L'étude de ce graphe révèle les points suivants.

- 1) La part du disque à la rigidité initiale de l'unité augmente progressivement de T3/T4 vers T12/L1 pour chacune des sollicitations, sauf pour la torsion.
- 2) Le disque contribue, pour les 3 types d'unités, à 50% et plus de la rigidité de l'unité fonctionnelle en flexion/extension et à environ 75% à la rigidité en inclinaison.
- 3) Le complexe articulaire démontre une contribution mécanique élevée en torsion à T12/L1 avec plus de la moitié de la rigidité totale, soit 60%.

4) Les éléments postérieurs contribuent à plus de 25% de la rigidité initiale en flexion, extension et torsion pour T3/T4 et aussi en extension pour T7/T8.

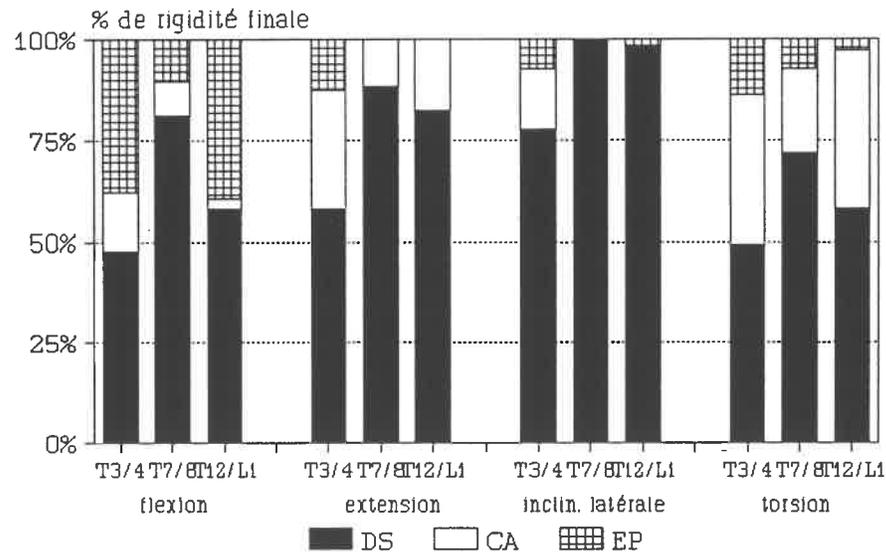


Figure 3.20 Pourcentage de la contribution à la rigidité finale de l'UF des trois principaux éléments anatomiques pour les unités T3/T4, T7/T8 et T12/L1

À l'étude de la figure 3.20, les observations suivantes sont relevées:

- 1) Le disque prend généralement une part équivalente ou plus grande à la rigidité finale qu'en rigidité initiale pour les 3 types d'unités et toutes les sollicitations.
- 2) Le disque démontre une participation à la rigidité finale qui ne croît pas du haut vers le bas thoracique, la contribution en T7/T8 dépassant celle en T12/L1.
- 3) Les éléments postérieurs participent à plus de 25% à la flexion en T3/T4 et T12/L1; leur participation est faible partout ailleurs.
- 4) Le disque apporte une contribution à la rigidité supérieure à 50% pour toutes

les unités et pour chacun des efforts. Cette contribution est très élevée en inclinaison latérale où elle atteint plus de 75% en T3/T4 et près de 100% en T7/T8 et T12/L1.

5) La part du complexe articulaire pour la rigidité en torsion à T12/L1 diminue de 60% en rigidité initiale à 34% en rigidité finale.

### **3.6 Mouvements couplés**

Lors de l'application d'un moment, il en résulte une rotation principale et des mouvements secondaires. Seules les rotations (mobilités secondaires) seront présentées aux deux prochaines sections.

#### **3.6.1 Unité fonctionnelle complète**

Lors des expérimentations, les unités n'ont pas toutes présenté un comportement cohérent. Cette variation contraint à présenter l'ensemble du groupe de données, puisque le calcul de la moyenne aurait masqué les véritables mouvements couplés. Les figures 3.21 à 3.23 présentent donc toutes les valeurs du rapport des mobilités secondaire/principale pour les unités T3/T4, T7/T8 et T12/L1 respectivement.

Ces graphes associent deux rapports de mouvements couplés pour chacun des six efforts de base (flexion, extension, etc.): les valeurs sur la première abscisse correspondent à la légende imprimée sous ces valeurs (ex: en flexion et en extension, rotation couplée = inclin g sur abscisse négative et inclin d sur abscisse positive) et à l'abscisse arrière (en profondeur) correspond la légende imprimée dans la partie positive (rotation couplée=torsion g; une valeur négative correspond à une torsion d). Chacune de ces légendes s'associe à une paire d'efforts. Le graphe de la figure 3.21 se lit comme suit: pour le mouvement principal en flexion, 2 unités ont un mouvement secondaire en inclinaison gauche, 4 unités en inclinaison droite, 1 unité en torsion gauche et 5 unités en torsion droite.

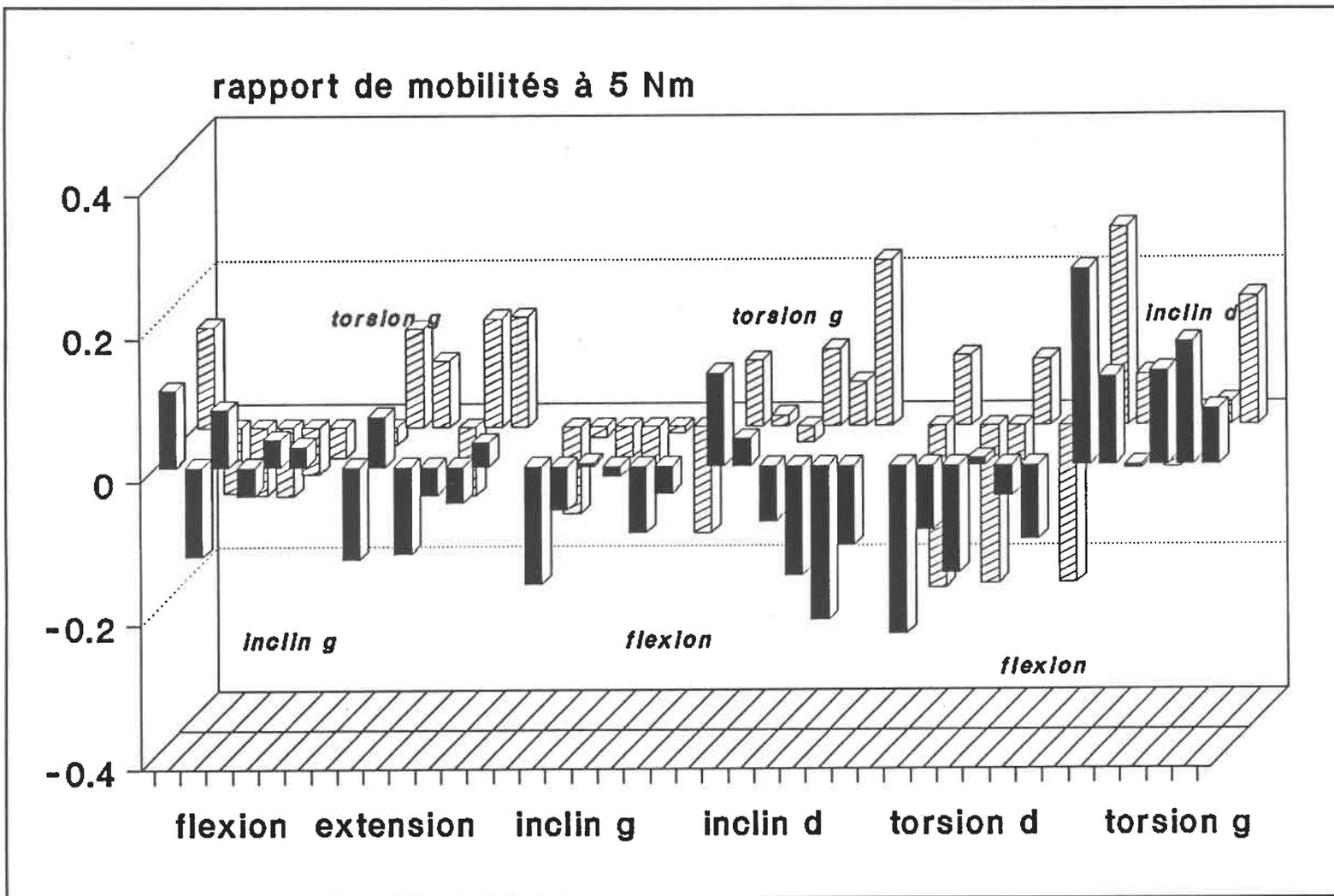


Figure 3.21 Rapport entre les mobilités secondaires et principales pour les six UF T3/T4 complètes (R2 à R7) déterminées à 5 Nm

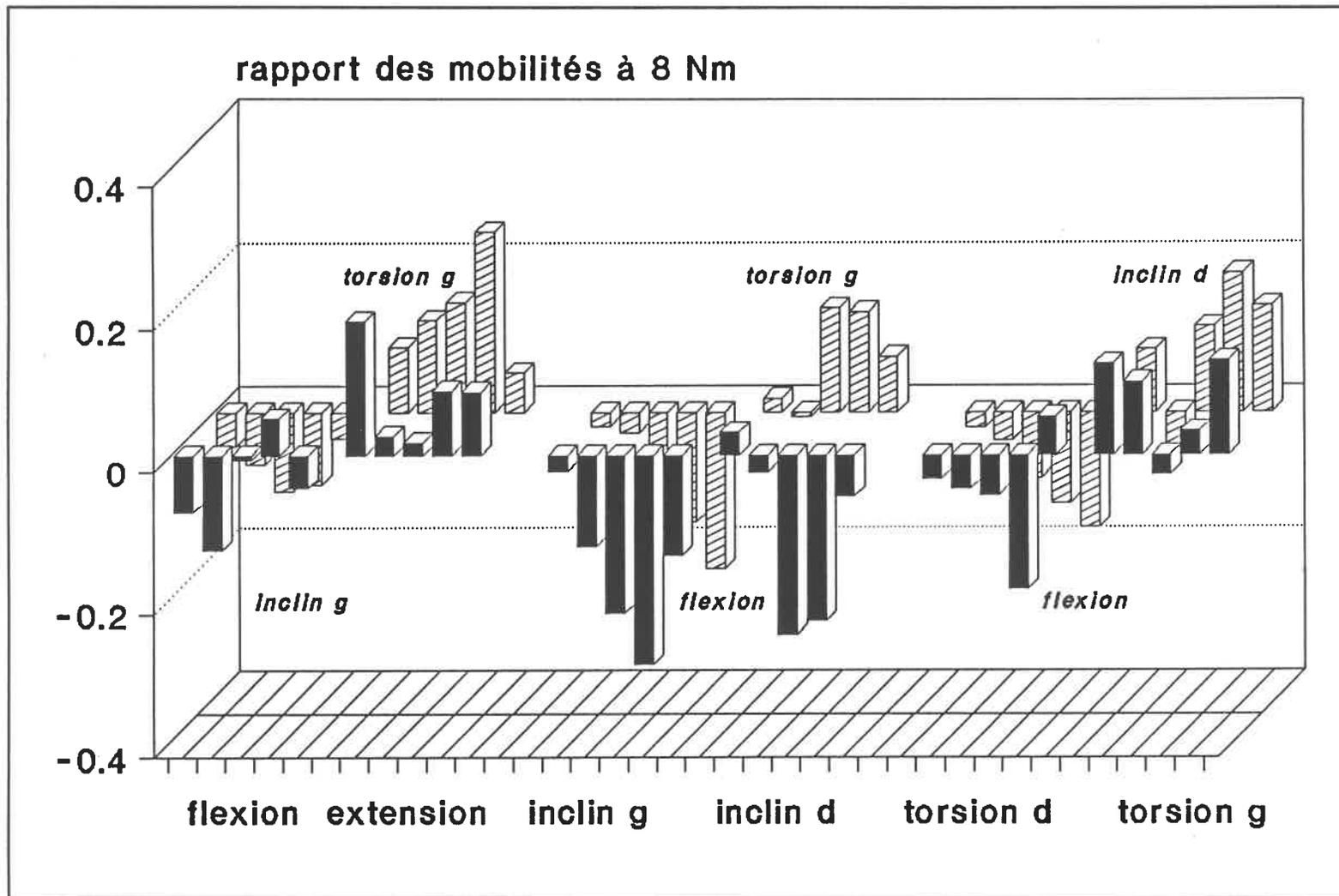


Figure 3.22 Rapport entre les mobilités secondaires et principales pour les cinq UF T7/T8 complètes (R3 à R7) déterminés à 8 Nm

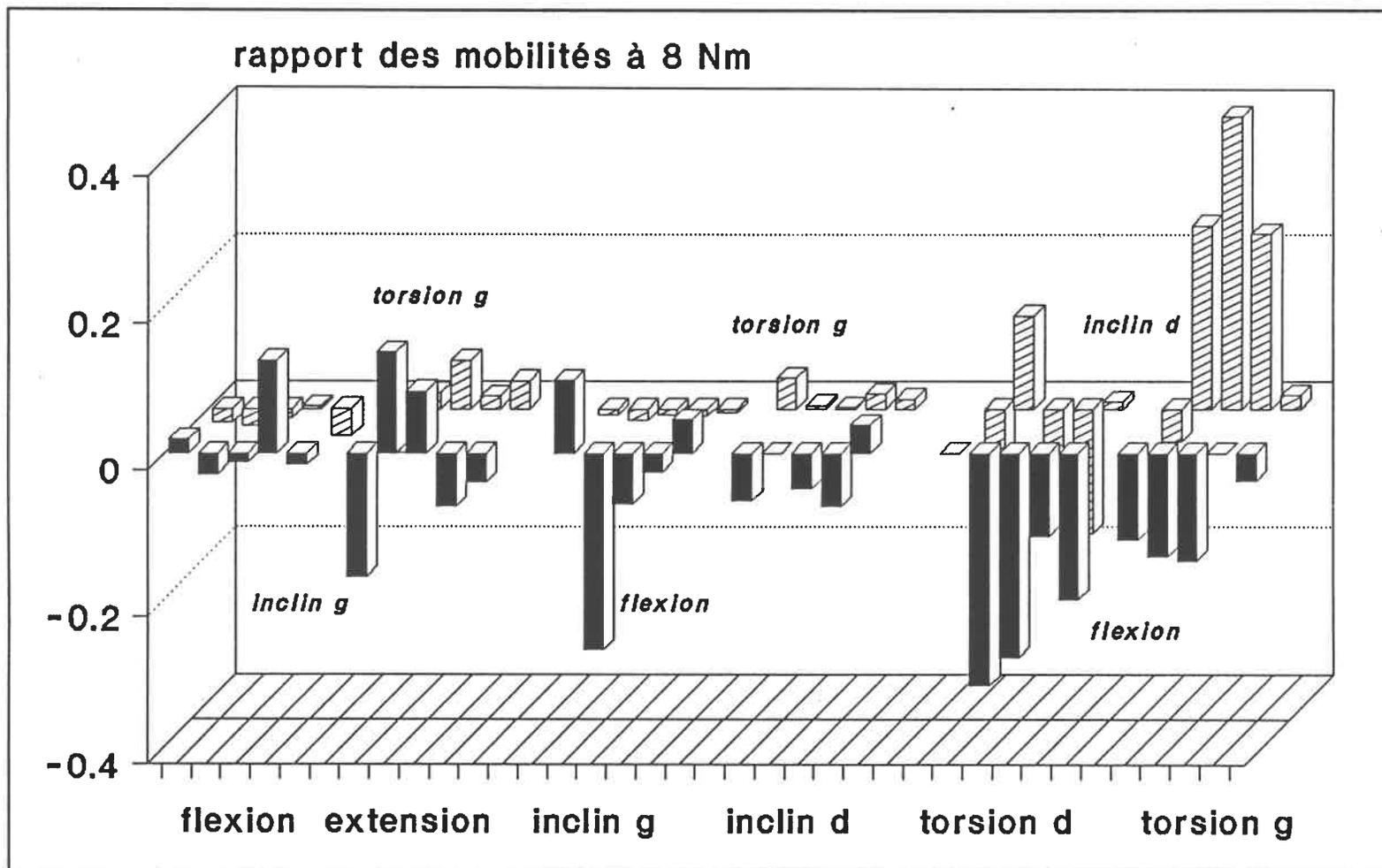


Figure 3.23 Rapport entre les mobilités secondaires et principales pour 5 UF T12/L1 complètes déterminés à 8 Nm (R3 à R6 et R8)  
 (note: l'essai sur R1 n'y figure pas car le disque ne reposait pas parfaitement dans un plan horizontal)

Les résultats présentés dans ces figures illustrent une forte dispersion mais également certaines divergences; le sens du couplage varie pour une même unité. Pour tenter de caractériser davantage le couplage, cette étude a utilisé la méthode suivante.

Afin de préciser le couplage "dominant" pour les unités étudiées, le mouvement couplé sera déterminé à la majorité. Le décompte des couplages qui dépassent une valeur de rapport = 0,1 fixera le sens du couplage avec plus de 3 unités pour T3/T4 (sur 6 unités) et 2 unités pour T7/T8 (sur 5 unités) et T12/L1 (sur 5 unités). Pour chacune des unités fonctionnelles, le tableau présente les mouvements couplés déterminés à l'aide de cette technique.

Tableau 3.7 Mouvements secondaires en rotation des unités fonctionnelles étudiées

	Mouvements couplés		
	T3/T4	T7/T8	T12/L1
Flexion	---*	---	---
Extension	--- torsion g(3)**	--- torsion g (3)	---
Inclin g	---	flexion (4) torsion d (3)	---
Inclin d	flexion (3) ---	flexion (2) ---	---
Torsion d	flexion (3) inclin g (3)	--- inclin g (2)	flexion (4) inclin g (4)
Torsion g	extension (4) ---	extension (3) inclin d (3)	<i>flexion</i> (3) inclin d (3)

\*: --- couplage non observé

\*\* : (x) nombre des unités qui présentent ce comportement avec rapport supérieur ou égal à 0,1

Quelques observations générales peuvent être relevées par inspection du tableau des mouvements secondaires.

- 1) Selon le tableau 3.7, pour les unités T3/T4 et T7/T8, aucun mouvement couplé n'est observé en flexion; en extension, une rotation en torsion gauche est observée.
- 2) En inclinaison gauche, seule l'unité T7/T8 présente deux mouvements couplés; en inclinaison droite, les unités T3/T4 et T7/T8 présentent un mouvement couplé en flexion.
- 3) Pour l'unité T12/L1, seul un effort de torsion révèle des mouvements couplés. Cependant, contrairement aux unités T3/T4 et T7/T8, suite à l'application d'un couple en torsion gauche, la flexion se produit plutôt que l'extension.

### **3.6.2 Unité fonctionnelle lésée**

Cette section présente les valeurs de couplage sur les essais UFC (unité fonctionnelle complète), AC (amputée du complexe articulaire) et DS (disque seul). Seuls sont montrés aux figures 3.24 et 3.25 les résultats qui présentent une variation due aux lésions.

Ces graphes reproduisent donc uniquement les valeurs des rapports de mouvements secondaires principal pour la torsion de l'unité T12/L1 saine et lésée et pour l'inclinaison latérale de l'unité T7/T8 saine et lésée.

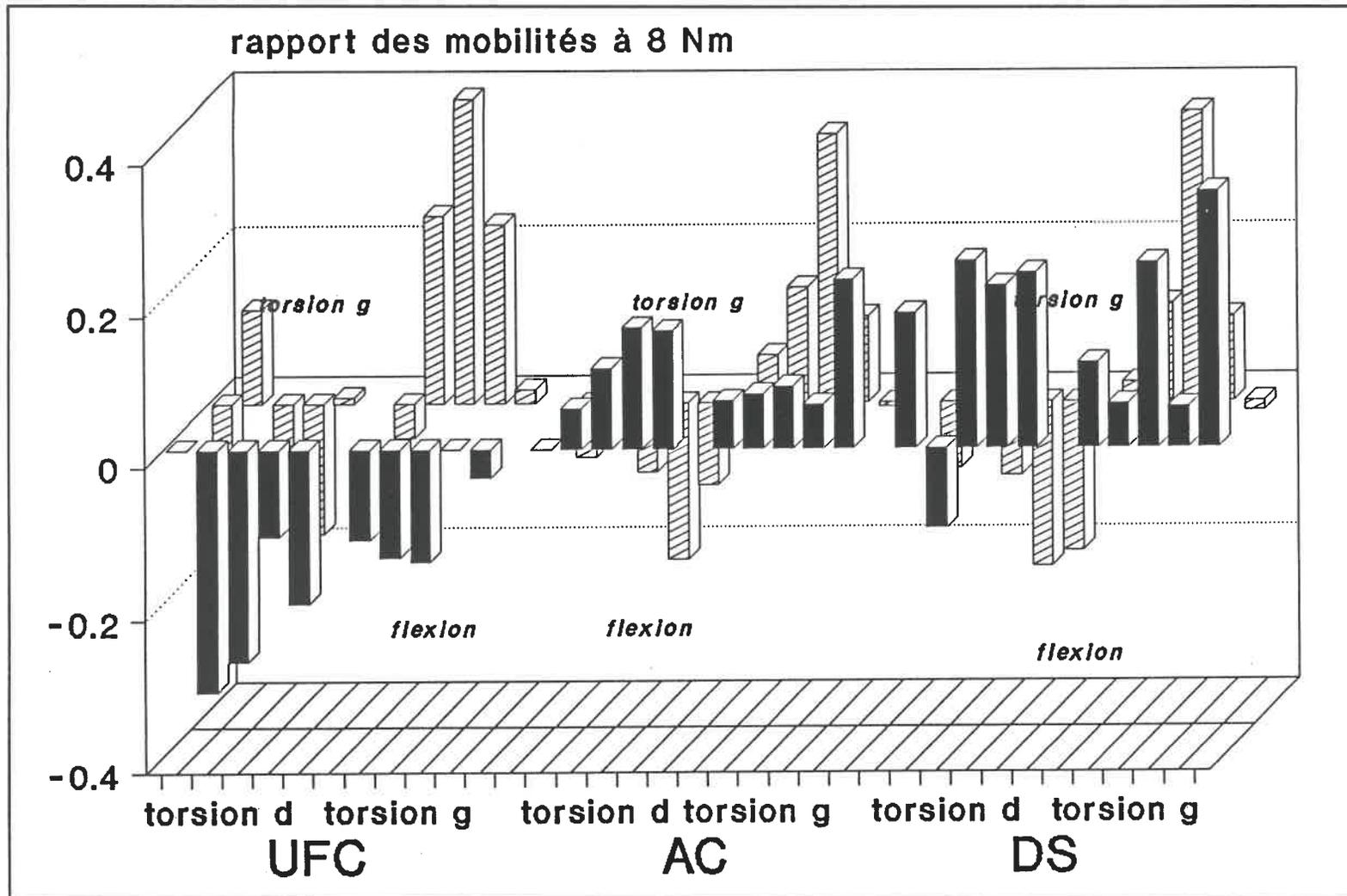


Figure 3.24 Rapport entre les mobilités secondaires et principales en torsion pour essai UFC-AC-DS de l'UF T12/L1 à 8 Nm

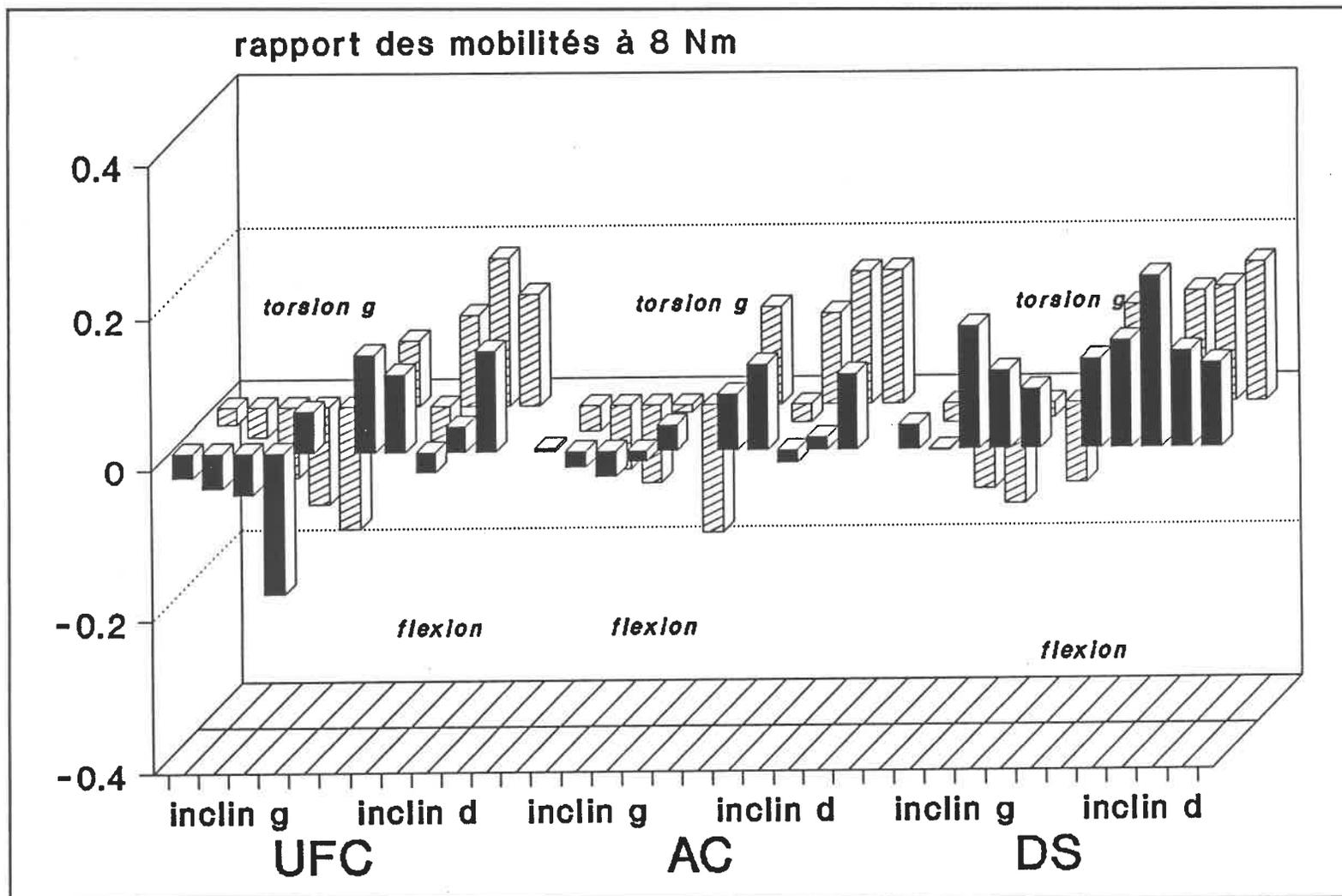


Figure 3.25 Rapport entre les mobilités secondaires et principales en inclinaison pour essai UFC-AC-DS de l'UF T7/T8 à 8 Nm

Deux observations peuvent être formulées suite à l'étude des figures 3.23 et 3.24:

- 1) Dans le cas de l'unité T12/L1, le graphe de la figure 3.24 démontre un phénomène particulier d'inversion progressif du couplage suivant la gravité de la lésion postérieure; le mouvement couplé en flexion sur essai UFC s'inverse pour AC et devient un fort couplage en extension pour essai sur disque seul. Ce même phénomène s'observe pour les unités T3/T4 et T7/T8 (consulter les figures D1 à D6 de l'annexe D pour plus de détails).
- 2) Un phénomène de moindre ampleur se répète aussi avec l'unité T7/T8 (voir figure 3.25) où la rotation couplée associée à l'inclinaison droite pour l'UFC, soit la flexion, devient l'extension pour le disque intervertébral isolé (DS).

Les résultats numériques complets illustrés aux figures 3.21 et 3.25 sont présentés aux tableaux D1 à D3 de l'annexe D.

### **3.7 Sollicitations avec précharge**

Trois unités fonctionnelles, soient T3/T4(R7), T7/T8(R7) et T12/L1(R8), furent soumises aux six efforts de base sans précharge (0N) et avec une précharge (100 N) afin de comparer l'influence de cette dernière sur le comportement mécanique de l'unité fonctionnelle.

Afin de présenter l'ensemble des résultats de manière synthétique, l'accroissement en pourcentage de la mobilité à 5 ou 8 Nm avec une précharge a été calculé pour chacune des 3 unités, puis regroupé dans le tableau 3.8. Une valeur positive révèle une augmentation de la mobilité de l'unité pour cet effort.

Tableau 3.8 Accroissement en % des mobilités obtenues sans (0 N) et avec pré-charge (100 N) pour les unités T3/T4(R7), T7/T8(R7) et T12/L1(R8)

	Accroissement en % des mobilités					
	Flex	Ext	Incl g	Incl d	Tors d	Tors g
T3/T4	0	5	18	-2	0	-4
T7/T8	-8	4	8	14	3	3
T12/L1	7	10	7	12	-11	0

1) L'étude du tableau 3.8 révèle une augmentation non négligeable (supérieure ou égale à 5%) de la mobilité pour les 3 unités en extension (4% en T7/T8) et en inclinaison (sauf T3/T4 en inclinaison droite) suite à l'application de la pré-charge.

2) En T12/L1, on remarque un accroissement de mobilité supérieur à 5 % en flexion et en T7/T8 une diminution de la mobilité pour ce même effort.

3) Les données du tableau 3.8 ne révèlent pas de modification de la réponse mécanique suite à l'ajout de la précharge de 100 N pour les sollicitations en torsion.

Cette section clôt le chapitre des résultats des expérimentations. La prochaine étape consistera à établir, dans un premier lieu, une comparaison avec la littérature de tous les chiffres et observations du présent chapitre puis, en second lieu, une synthèse de ces résultats pour chacune des sollicitations.

## **CHAPITRE 4 - DISCUSSION**

---

L'analyse efficace des résultats produits dans le cadre de cette étude nécessite tout d'abord de les comparer avec des résultats publiés antérieurement dans la littérature. Une analyse comparative des principaux paramètres mesurés dans ce projet sera faite pour chacune des unités étudiées: T3/T4, T7/T8 et T12/L1.

Ensuite, pour chacun des 3 types d'unités fonctionnelles, un comportement général sera formulé sollicitation par sollicitation. Par cet exercice, on tentera de décrire en profondeur le mécanisme de résistance aux efforts d'une unité fonctionnelle du haut, moyen et bas thoracique.

Une proposition de technique d'incorporation des résultats de cette étude dans un modèle par éléments finis d'une unité fonctionnelle complètera ce chapitre.

### **4.1 Étude comparative avec la littérature**

La carence des résultats quantitatifs de qualité nous contraint à utiliser, lors de notre comparaison des résultats avec la littérature, des valeurs provenant soit d'unités fonctionnelles différentes de celles étudiées, soit de moyenne sur des régions du rachis (segment de quelques vertèbres) ou soit de moyennes sur toute la région thoracique et lombaire.

L'unité T12/L1 ayant un degré de parenté avec les unités fonctionnelles lombaires tant par ses dimensions que par sa structure postérieure arrière, elle sera donc principalement comparée aux unités lombaires.

#### **4.1.1 Mobilités à 5 Nm**

Les mobilités ont été regroupées en deux catégories: thoracique pour les unités T3/T4 et T7/T8 (figure 4.1) et bas thoracique et lombaire pour T12/L1 (figure 4.2). Les

écart-types ne sont pas présentés aux figures de cette section et des sections subséquentes puisqu'ils sont rarement calculés.

Pour le groupe thoracique, Markolf<sup>31</sup> présente une moyenne sur 6 spécimens de la région thoracique T7-T10: T7/T8(2), T8/T9(3) et T9/T10(1) et Panjabi et coll.<sup>39</sup> présentent les mobilités pour une unité T10/T11. (Rappelons que T7-T10 signifie une moyenne des propriétés des unités incluses entre T7 et T10 soit:T7/T8, T8/T9 et T9/T10).

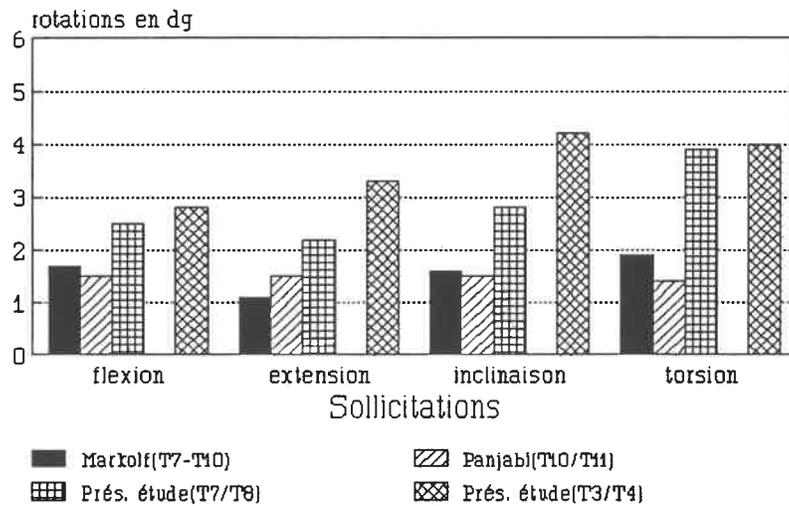


Figure 4.1 Comparaison des mobilités moyennes à 5 Nm des UF thoraciques tirées de la littérature

En général, la figure 4.1 révèle une plus grande mobilité pour les unités T3/T4 et T7/T8 de ce document. Cette différence peut s'expliquer par la provenance des résultats de la littérature qui sont situés entre T7 et T11, donc une région inférieure aux deux unités T3/T4 et T7/T8 et de rigidité possiblement plus élevée. Cette figure confirme la diminution de mobilité du haut vers le bas thoracique déjà observée aux sections 3.2 et 3.3.

La figure 4.2 présente les mobilités à 5 Nm au niveau lombaire et bas thoracique. Les mobilités moyennes pour la région lombaire (L1-L5) sont tirées des résultats de Markolf<sup>51</sup> (26 UF), Schultz et coll.<sup>51</sup> (42 UF, déterminés à 4,7 Nm) et Tencer et coll.<sup>58</sup> (14 UF) et celles pour le bas thoracique T10-L1, des résultats de Markolf<sup>51</sup> (13 UF en torsion; cependant, l'unité T12/L1 a été isolée due à son caractère particulier et sa mobilité inscrite à la figure 4.2).

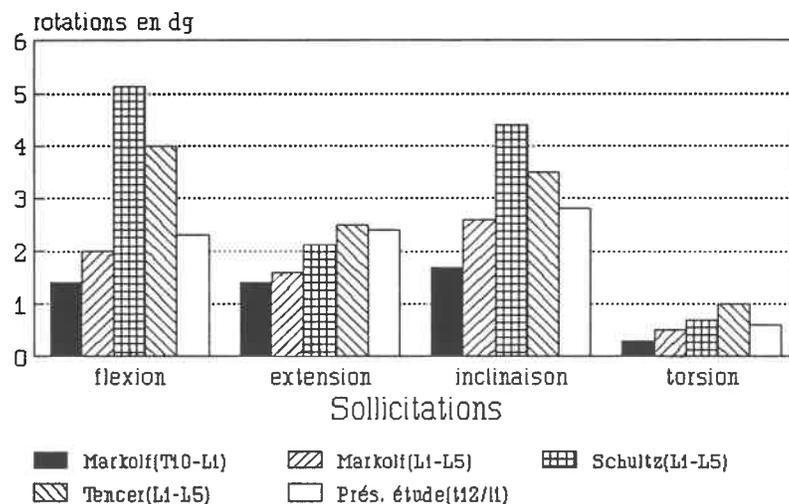


Figure 4.2 Comparaison des mobilités moyennes à 5 Nm des UF lombaires et T12/L1 tirées de la littérature

La figure 4.2 révèle une dispersion marquée entre les auteurs, et ce pour des régions lombaires équivalentes. Il est difficile de situer la mobilité de l'unité T12/L1 obtenue dans la présente étude à partir de ces résultats, puisque celle-ci est plus élevée que la moyenne des régions T10-L1 et L1-L5 reportée par Markolf (L1-L5), mais inférieure aux résultats de la moyenne lombaire de Schultz et Tencer.

Une tendance peut tout de même être dégagée de cette figure; les mobilités de l'unité T12/L1 sont en général inférieures ou très près de la moyenne des mobilités au niveau lombaire. Dans la présente étude sur la région thoracique, c'est l'unité T12/L1

qui oppose la plus grande résistance au mouvement. D'après la figure 4.2, l'unité T12/L1 serait plus résistante que les unités lombaires; elle pourrait donc être considérée généralement comme l'unité la plus "rigide" (plus grande résistance au mouvement) de toutes les unités du rachis thoraco-lombaire.

#### 4.1.2 Rigidités

La comparaison avec les rigidités de la littérature est fastidieuse, due à la diversité des méthodes expérimentales utilisées par les auteurs et surtout à cause de la non-linéarité des tissus biologiques sollicités, ce qui conduit à de multiples possibilités dans le calcul de la rigidité. Une brève mise au point sur ces possibilités est requise afin de pouvoir démontrer la difficulté de la comparaison.

La méthode de base utilisée par les auteurs pour déterminer les rigidités d'une unité consiste à imposer un effort sur l'unité et à calculer le déplacement ou la rotation résultante, puis rapporter les résultats sur un graphe déplacement vs effort. La pente de ce graphe correspond à la flexibilité et l'inverse de cette pente, à la rigidité. L'opération inverse, qui consisterait à imposer un déplacement puis calculer l'effort engendré et tirer directement la rigidité de la pente de ce graphe, est d'une réalisation presque impraticable<sup>39</sup>.

L'unité sous effort, tel que déjà mentionné, manifeste un comportement non-linéaire observé à la section 3.2. La pente de cette courbe varie de l'origine à l'effort maximal. Trois principales méthodes sont utilisées pour déterminer les rigidités à partir de ce type de courbes: 1) inverse de la pente tangente à l'origine (rigidité initiale), à une valeur intermédiaire ou à l'effort maximal (rigidité finale), 2) inverse de la pente moyenne à une valeur intermédiaire ou à la valeur finale, et finalement 3) inverse de la pente sécante. Ces trois méthodes conduisent à des propriétés mécaniques différentes.

La grandeur de ces différences en général suit la relation suivante: rigidité finale > rigidité sécante > moyenne à 8 Nm > rigidité initiale. Cette relation n'est pas fixe et sert seulement de guide de comparaison.

Afin de traiter les données en rigidité, les auteurs utilisent soit la moyenne arithmétique (M.A.) des rigidités et parfois la moyenne harmonique (M.H.). Les moyennes sont calculées comme suit:

$$\text{M.A.} = (\sum x_i)/n \text{ où } i \text{ varie de } 1 \text{ à } n$$

$$\text{M.H.} = 1/(\sum(1/x_i)/n) \text{ où } i \text{ varie de } 1 \text{ à } n$$

Cette dernière est toujours inférieure à la moyenne arithmétique<sup>26</sup>: M.A. > M.H.; plus l'écart-type est élevé (plus grande est la dispersion), plus la moyenne harmonique est inférieure à la moyenne arithmétique. Dans certains cas de forte dispersion, la M.H. peut facilement équivaloir à la moitié de la M.A. Cette constatation est d'autant plus importante à tenir compte que dans l'étude des unités *in vitro*, une forte dispersion est toujours observée.

Certains auteurs déterminent la rigidité à partir de l'inverse de la moyenne des flexibilités ou des déplacements obtenus; cette pratique correspond à une moyenne harmonique des rigidités. La matrice de rigidité<sup>40</sup> déterminée à partir de l'inverse de la moyenne des flexibilités correspond à une moyenne harmonique et, de ce fait, les valeurs sont de 5 à 25 % plus faibles que la rigidité réelle observée. Cette méthode d'inversion introduit des erreurs élevées, ce qui nécessite une certaine prudence lors de son utilisation. Afin d'éviter l'introduction de ces erreurs, nous suggérons d'utiliser la méthode suivante. Premièrement, déterminer la rigidité moyenne de tous les termes de la matrice (ceux de la diagonale et ceux hors de la diagonale) à partir de tous les échantillons. Ensuite, calculer l'inverse de chacun de ces termes, ce qui donne la flexibilité, les réintroduire dans la matrice puis l'inverser pour obtenir la matrice de

rigidité. Cette méthode redonne les rigidités fidèles à celles qui ont été observées expérimentalement.

L'ensemble des remarques précédentes explique le faible nombre de valeurs de rigidité tirées de la littérature pour les fins de la comparaison dans la présente section; le peu d'information donnée par les auteurs rendait trop souvent impossible l'utilisation de leurs résultats. Les rigidités tangentes initiales et finales pour les niveaux thoraciques (figures 4.3 et 4.4) et tangentes initiales pour les niveaux lombaires (figure 4.5) sont présentées ici.

La figure 4.3 présente les résultats de Markolf<sup>31</sup> obtenus à partir de 2 unités T7/T8 et ceux de Panjabi et coll.<sup>39</sup> déduits à partir d'une seule unité T10/T11.

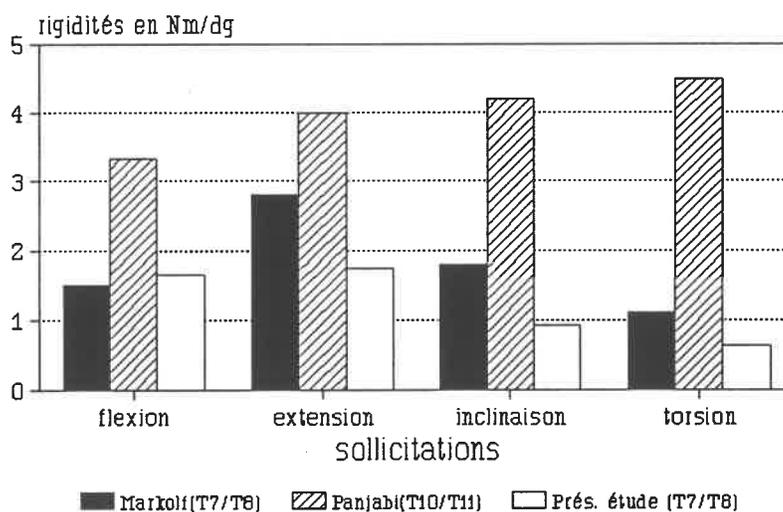


Figure 4.3 Comparaison des rigidités initiales au niveau thoracique tirées de la littérature vs l'unité T7/T8

D'après la figure 4.3, les rigidités initiales de l'unité T7/T8 de cette étude se comparent avantageusement avec les résultats de Markolf<sup>31</sup>; pour cette même unité, une différence maximale en extension  $\approx 1$  Nm/dg est remarquée. Toutefois, les rigidités de

l'unité T10/T11 de Panjabi et coll.<sup>39</sup> s'éloignent considérablement. Étant donné qu'un seul spécimen a été étudié, il peut être présumé que celui-ci était peu flexible.

Il est très difficile d'obtenir des résultats en rigidités finales qui correspondent aux sollicitations de cette étude pour la région thoracique. Les résultats de Panjabi qui présente la moyenne des rigidités (M.H.) tangentes à 5 Nm à partir de 12 unités thoraciques de T1-T12 sont les seuls rapportés à la figure 4.4 (ces rigidités peuvent être qualifiées de finales puisque tel qu'observé à la section 3.2 pour une intensité supérieure à 2 Nm, l'unité possède un comportement linéaire). Les termes de rigidité de Panjabi et coll.<sup>40</sup> que nous avons présentés ne tiennent pas compte des termes de couplage. Panjabi, pour sa part, considère que les coefficients de la diagonale de sa matrice de rigidité complète (qui inclut les termes de couplage) sont les vraies rigidités. Nous ne pouvons, en aucun cas, adhérer à cette affirmation qui enfreint les règles de la mécanique des matériaux.

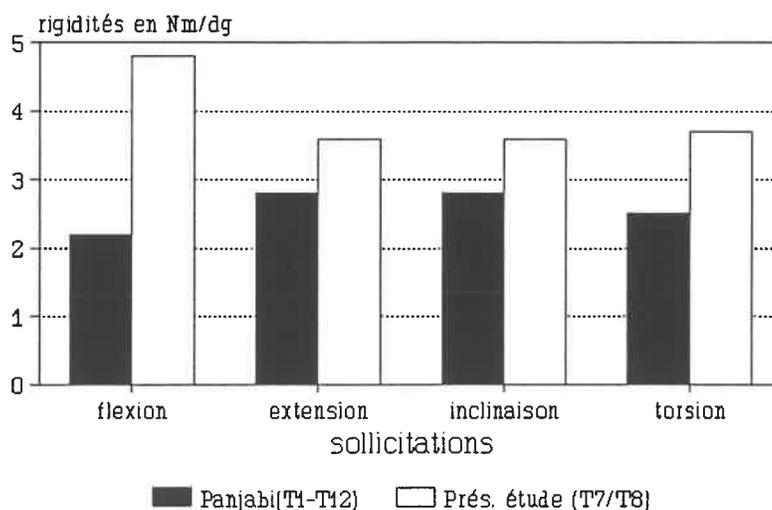


Figure 4.4 Comparaison des rigidités finales au niveau thoracique tirées de la littérature vs l'unité T7/T8

D'après la figure 4.4, l'unité T7/T8 se rapproche de la moyenne des rigidités des unités thoraciques. Cependant, il ne faut pas oublier que la rigidité de Panjabi a été obtenue par une moyenne harmonique et, par conséquent, est plus faible que la moyenne arithmétique dont il a été fait usage dans cette présente étude.

À la figure 4.5, sont rapportées les rigidités initiales pour les unités lombaires afin de comparer avec les résultats de l'unité T12/L1. Les résultats de Schultz et coll.<sup>51</sup> sont obtenus à partir de la moyenne (M.H.) des rotations à 4,7 Nm. Cette rigidité moyenne est plus élevée que la rigidité initiale; cependant, la M.H. étant plus faible que la M.A., ces effets doivent se contrebalancer mutuellement!

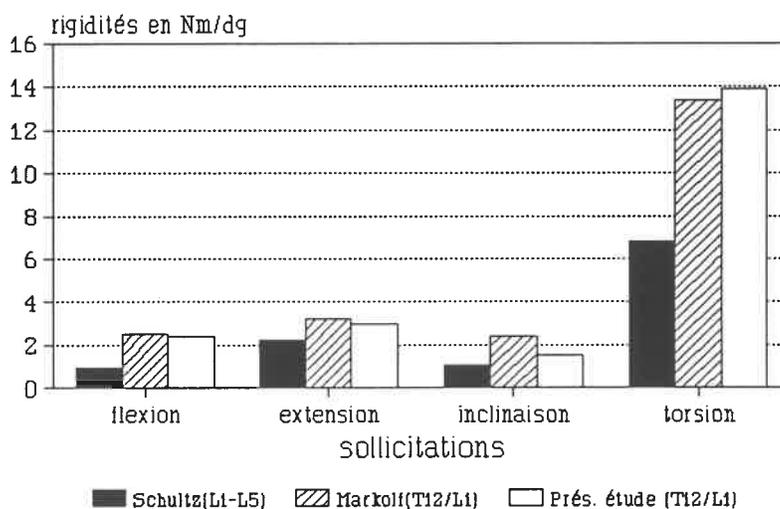


Figure 4.5 Comparaison des rigidités initiales au niveau lombaire tirées de la littérature vs l'unité T12/L1

À l'étude de la figure 4.5, les résultats de Markolf sont équivalents à ceux de cette étude et la moyenne des rigidités de Schultz pour le lombaire est en général deux fois plus faible. Cette dernière remarque tend à confirmer la plus grande résistance mécanique de T12/L1 par rapport aux unités de tout le rachis thoraco-lombaire. Cette

dernière affirmation n'est pas partagée par certains auteurs<sup>31,40</sup> qui tendent à considérer la même valeur de rigidité pour toute la région thoracique.

#### 4.1.3 Influence des lésions pratiquées

À notre connaissance, dans l'ensemble de la littérature, aucune étude ne s'est attardée spécifiquement à quantifier l'influence individuelle du complexe articulaire et des éléments postérieurs au niveau thoracique.

White<sup>61</sup> (5 UF par niveau T3/T4 et T7/T8) et Markolf<sup>61</sup> (1 UF T9/T10) ont publié des résultats mesurant l'influence sur la mobilité des lésions combinées du complexe articulaire et des éléments postérieurs (incluant le ligament inter-transverse) au niveau thoracique. Ces résultats sont présentés à la figure 4.6.

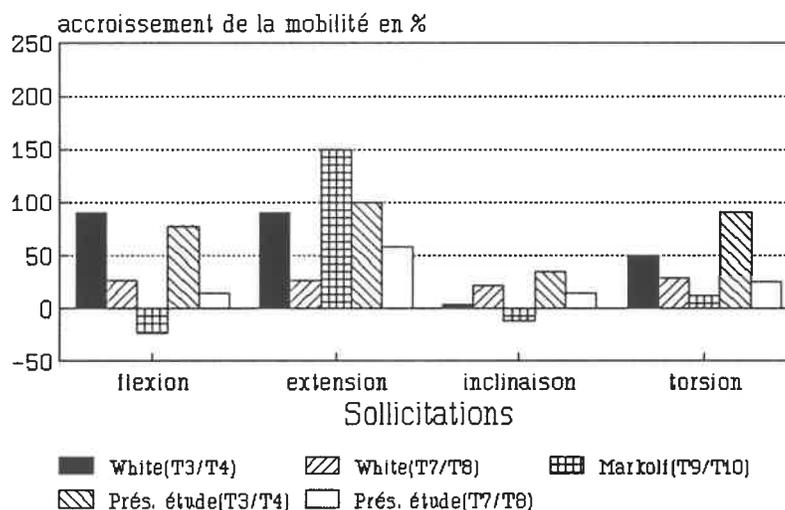


Figure 4.6 Accroissement de la mobilité en % après lésions du CA et des EP au niveau thoracique

Markolf ne présente qu'un essai sur une unité T9/T10 et ses résultats s'écartent passablement de ceux de cette étude, tandis que White (avec 5 unités) observe

essentiellement le même comportement que décrit dans ce document pour les deux unités T3/T4 et T7/T8.

Aucune étude à notre connaissance ne présente l'influence des lésions du CA et EP pour l'unité T12/L1; il faut à nouveau présenter les principaux résultats obtenus au niveau lombaire. Et encore, une seule étude, celle d'Abumi et coll.<sup>1</sup>, étudie l'influence de l'excision individuelle de ces éléments (cependant, ils n'incluent pas le ligament jaune dans les excisions des éléments postérieurs).

Les autres études de Markolf<sup>31</sup>, Schultz et coll.<sup>51</sup> et Tencer et coll.<sup>58</sup> étudient uniquement l'effet mécanique de l'extraction de toute la zone postérieure.

La figure 4.7 présente donc la comparaison entre les résultats de la présente étude et ceux d'Abumi en L2-L5 et la figure 4.8, la comparaison avec les résultats des autres auteurs pour l'excision complète de la zone postérieure.

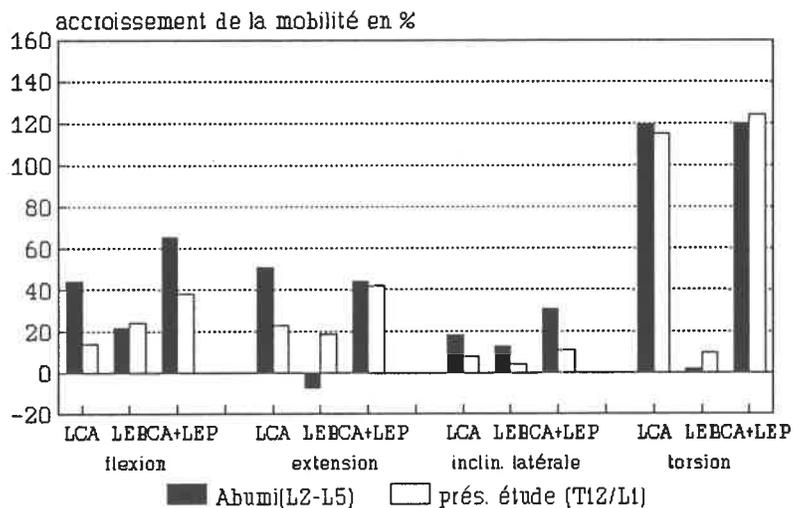


Figure 4.7 Comparaison de l'accroissement de mobilité en % après lésions du CA et des EP individuellement au niveau lombaire et T12/L1

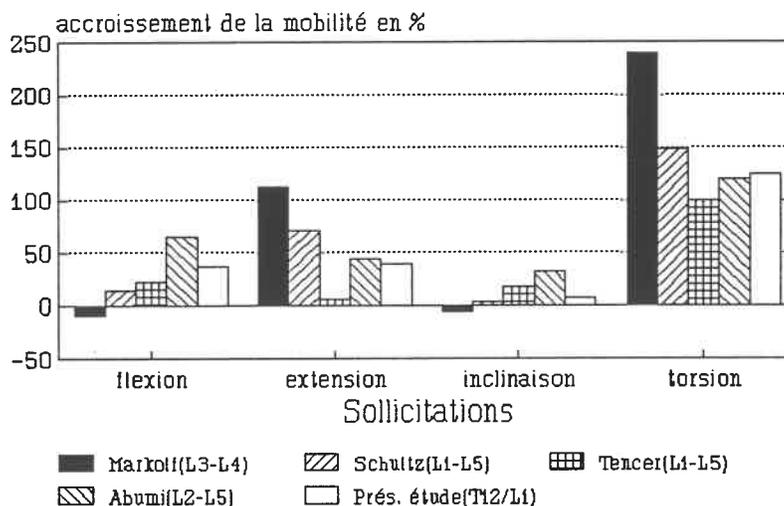


Figure 4.8 Comparaison de l'accroissement de mobilité en % après lésions combinées du CA et EP au niveau lombaire et T12/L1

Les observations suivantes peuvent être relevées de la figure 4.7. Abumi a noté un accroissement de mobilité en torsion, suite à la lésion du CA et des EP individuellement, équivalente à celle en T12/L1 et en flexion également suite à l'excision des EP. Cependant, il note un accroissement de mobilité suite à l'excision du CA deux fois supérieure en flexion, extension et inclinaison que cette étude a pu révéler en T12/L1.

À l'étude de la figure 4.8, l'ensemble des résultats en torsion dépassent tous 100% d'accroissement de mobilité, qui est dû bien sûr à l'influence de la butée mécanique entre les facettes articulaires déjà largement développées. Toutefois, la dispersion entre les auteurs est encore très grande; si Schultz observe 60% d'accroissement en flexion, Markolf ne note aucune influence. Le phénomène inverse se produit en extension où les résultats de Tencer n'indiquent pas d'influence suite à une lésion et Markolf observe plus de 100% d'accroissement en mobilité. Les résultats pour T12/L1 se situent dans la moyenne de chacune de ces sollicitations. La faible influence combinée des CA et EP en flexion et inclinaison est confirmée à la figure 4.8.

#### 4.1.4 Mouvements couplés

Seuls Panjabi et coll.<sup>40</sup>, pour la région thoracique, et Schultz et coll.<sup>51</sup> et Tencer et coll.<sup>58</sup>, pour la région lombaire, présentent des résultats décrivant le comportement en couplage. Mais Tencer, pour sa part, ne présente aucun mouvement couplé significatif en regard des définitions de cette étude.

Au tableau 4.1 sont regroupés les mouvements couplés observés par Panjabi et Schultz en lombaire et ceux des unités T3/T4, T7/T8 et T12/L1 de cette étude. Pour Schultz, on ne considère que le rapport de couplage supérieur à 0,1 et pour Panjabi le couplage qu'il a jugé significatif pour son étude.

Tableau 4.1 Mouvements secondaires en rotation des unités fonctionnelles étudiées comparées aux observations antérieures

	Mouvements couplés				
	Panjabi	T3/T4	T7/T8	Schultz	T12/L1
Flexion	---*	---	---	---	---
Extension	---	---	---	inclin g	---
Inclin g	---	---	flexion	---	---
Inclin d	---	flexion	flexion	flexion	---
Torsion d	---	flexion	---	flexion	flexion
Torsion g	---	extension	extension	---	flexion

\*: --- couplage non observé

Selon le tableau 4.1, la présente étude (à l'aide de la technique utilisée à la section 3.6) révèle des mouvements couplés supplémentaires par rapport aux études antérieures, en extension et inclinaison gauche pour T3/T4 et T7/T8 et en torsion pour les trois unités. Certains mouvements couplés, notamment la torsion gauche avec un effort d'inclinaison droite et l'inclinaison droite avec un effort en torsion droite, ne sont pas observés par notre étude contrairement à ce que Panjabi a rapporté.

Schultz et coll. observent une flexion due à une torsion droite, tel que noté pour T12/L1 dans cette étude, et rapportent deux mouvements couplés en extension et inclinaison droite non observés par notre étude.

#### 4.1.5 Préchargement

Panjabi<sup>43</sup> a mesuré clairement l'influence véritable de la précharge sur une unité lombaire L2/L3 avec 2 incréments de précharge de 400 et 1000 N. Ces résultats et ceux du présent ouvrage sont regroupés à la figure 4.9.

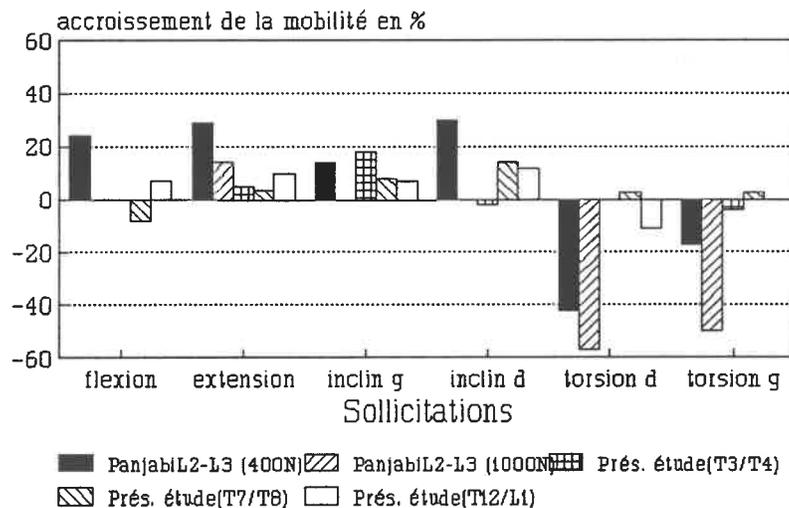


Figure 4.9 Comparaison d'un accroissement de mobilité avec une précharge en % de Panjabi en L2/L3 vs les 3 types d'unités

Panjabi observe une flexibilité accrue en extension et en inclinaison, tel que noté dans la présente étude pour les 3 types d'unités fonctionnelles. Il note néanmoins une diminution de la flexibilité en torsion qui n'a pas été observée dans la présente étude de manière aussi marquée (peut-être due à la faible amplitude de la précharge: 100 N). Malheureusement, aucune étude similaire n'a été réalisée au niveau thoracique pour une comparaison plus exacte.

## 4.2 Analyse des sollicitations

### 4.2.1 Flexion

En flexion, l'unité T3/T4 présente un comportement bi-linéaire (section 3.2) caractérisé par une réponse flexible linéaire jusqu'à 1 Nm, suivie d'une rigidification encore linéaire. À partir de la figure 3.19 et 3.20 (contribution à la rigidité de l'unité), il est possible d'établir que le disque reprend en moyenne 46% de l'effort, la capsule articulaire 23% et les éléments postérieurs 31%. Hukins et coll.<sup>23</sup> ont établi que c'est le ligament jaune qui reprend une grande partie de la charge en flexion au niveau lombaire. Selon Myklebust et coll.<sup>32</sup>, au niveau thoracique, le ligament jaune possède une rigidité moyenne à la rupture pour les trois types d'unités (28,2 N/mm) environ trois fois plus élevée que celle de l'interépineux (13,1 N/mm) et du surépineux (9,9 N/mm); son rôle est possiblement le même ici qu'observé au niveau lombaire.

Le comportement en flexion se linéarise en T7/T8. La partie postérieure a peu d'effet en flexion; les EP individuellement ont même un effet presque négligeable avec près de 5% d'accroissement de la mobilité suite à un effort de flexion pour une rotation de plus de 3°. La participation mécanique très faible des EP n'est pas due à une diminution de la rigidité longitudinale, puisque entre les unités T3/T4 et T7/T8, la rigidité des EP varie peu selon Myklebust et coll.<sup>32</sup>. Pourquoi la participation des EP à la résistance mécanique est-elle alors plus faible qu'en T3/T4? Trois facteurs peuvent expliquer ce phénomène. Premièrement, la morphologie de la vertèbre: les épineuses pointent vers le bas et suite à une rotation en flexion, la déformation longitudinale des

EP est faible. Deuxièmement, les ligaments postérieurs de l'unité sont légèrement relâchés au repos. Troisièmement, les ligaments ont une réponse non linéaire semblable aux unités avec zone de faible rigidité. De ces trois facteurs, il est possible de déduire que la grandeur de la déformation axiale nécessaire dans un premier temps pour tendre le ligament, puis dans un deuxième temps pour franchir la zone de faible rigidité, est donc possiblement supérieure à la déformation provoquée par une rotation maximale de  $3^\circ$ , et ce dû principalement à la morphologie de l'épineuse.

L'unité T12/L1 répond quasi-linéairement à la flexion, celle-ci ne dépassant pas en moyenne  $3^\circ$  pour les spécimens observés à 8 Nm (équivalent à T7/T8). Ici encore, le CA ne joue pas un rôle mécanique important. Cependant, l'excision des EP accroît la rotation de 25%. Bien que la valeur individuelle de rigidité en tension des ligaments postérieurs n'est pas plus élevée qu'au niveau thoracique<sup>32</sup>, la configuration de l'apophyse épineuse de l'unité en T12/L1 permet une déformation plus grande des ligaments pour une rotation en flexion.

#### 4.2.2 Extension

En T3/T4, la réponse en extension est bi-linéaire et la mobilité est plus élevée que pour l'effort en flexion. Tout comme en flexion, l'effet de la lésion du CA (32% accroissement de mobilité) est non négligeable; pour les EP, elle est très importante (65%), cet effet élevé est principalement dû à l'effet de butée mécanique entre les épineuses plus qu'à la compression ligamentaire.

En T7/T8, la réponse est bi-linéaire et la mobilité est équivalente à celle en flexion. Cette remarque n'est pas étonnante, étant donné la faible influence des EP en flexion. Le disque reprend essentiellement tout l'effort et il contribue à plus de 75% de la rigidité finale en flexion et en extension. Toutefois, en extension, les éléments postérieurs offrent une résistance mécanique importante due principalement à la butée de l'épineuse.

En T12/L1, seuls le CA et le disque contribuent à la rigidité de l'unité fonctionnelle en effort d'extension (figure 3.19 et 3.20). Les EP ne contribuent pas à la rigidité; cependant, leur excision accroît la moyenne des mobilités de 19 % en extension, cette amplitude est équivalente à celle obtenue suite à l'excision du CA (22%). Pourquoi l'excision des EP entraîne-t-elle un accroissement de mobilité bien que leur rigidité soit nulle? Cette ambiguïté est essentiellement d'ordre mathématique. Les rigidités obtenues par une moyenne arithmétique ne correspondent pas à la pente des courbes moyennes déplacement vs effort utilisée pour déterminer l'accroissement de mobilité (section 4.1.2); plus la dispersion est grande, plus cette différence est importante. La soustraction entre les termes de rigidité conduit à cette valeur quasiment nulle. Ce problème semble se poser avec une grande acuité exclusivement pour l'extension en T12/L1; ailleurs, ces deux paramètres, accroissement de mobilité suite aux lésions et contribution à la rigidité de l'unité, sont consistants entre eux. Il faut noter que pour T12/L1, l'effet de butée des épineuses est négligeable, dû à la morphologie postérieure de l'unité.

#### 4.2.3 Inclinaison

En T3/T4, la partie postérieure (CA+EP) a peu d'importance au point de vue mécanique pour résister à l'inclinaison. Le disque contribue à plus de 75% de la rigidité finale de l'unité. Cette faible influence mécanique s'explique par la nature de la sollicitation et la morphologie de l'unité telle que reportée par Kapandji<sup>24</sup>. Un glissement entre les facettes est observé et aucun contact mécanique n'entrave la rotation en inclinaison pour des rotations inférieures à 3°. La part de rigidité combinée des CA et EP atteint 23% et, par conséquent, un seuil non négligeable; c'est le seul effet important qui a pu être observé parmi les trois unités fonctionnelles.

Au niveau moyen thoracique, soit en T7/T8, le disque reprend 70 % de la rigidité initiale et 100% de la rigidité finale.

La faible importance mécanique du CA et des EP s'observe également en T12/L1 où la contribution de la partie postérieure ne dépasse guère 15% de la rigidité initiale et un maigre 2% de la rigidité finale. À noter que la mobilité à 8 Nm est sensiblement équivalente à celle de T7/T8.

Pourquoi le CA et les EP contribuent si peu à résister à un effort d'inclinaison? Ce phénomène n'est pas dû à une diminution de rigidité de ces éléments puisque, selon l'étude de Myklebust et coll.<sup>32</sup>, le CA et les EP présentent une rigidité moyenne à la rupture équivalente en rigidité pour l'ensemble de la région thoracique. Quatre facteurs peuvent expliquer ce phénomène: 1) les ligaments sont des structures biologiques qui travaillent essentiellement en tension. L'élongation (due à la tension) est la déformation uniaxiale dans le sens du ligament. Or, l'inclinaison engendre une faible déformation longitudinale des ligaments postérieurs (sauf le ligament jaune, qui contribuerait le plus à la résistance à l'effort des EP en inclinaison dû à sa structure étendue), 2) la faible déformation uniaxiale qui se produit se situe dans la zone neutre des ligaments, 3) seule la capsule articulaire est sollicitée en inclinaison, mais celle-ci résiste peu en cisaillement et travaille essentiellement en tension dans un axe normal aux facettes, 4) la rigidité du disque est plus élevée en T7/T8 et T12/L1, ce qui laisse aux ligaments un rôle mécanique moindre.

#### 4.2.4 Torsion

Le disque d'une unité T3/T4 contribue à la rigidité en torsion pour près de 45% (figures 3.19 et 3.20), le complexe articulaire pour près de 35% et les éléments postérieurs pour 20%. La rigidité en torsion de l'unité est équivalente à celle en inclinaison, mais plus faible que celle en flexion/extension de 30%. La lésion individuelle du complexe articulaire et des éléments postérieurs provoque un accroissement de mobilité de 45% et de leur lésion combinée, résulte un accroissement de 90% (voir figure 3.16). Les éléments postérieurs résisteraient principalement par l'entremise d'une rigidité en cisaillement associée au ligament jaune.

Cependant, en T7/T8, les spécimens étudiés ont montré que le CA et les EP individuellement ont un effet mécanique négligeable (tableau 3.4). Leur lésion combinée provoque un accroissement de mobilité d'à peine 20%. En fait, d'après Kapandji<sup>24</sup>, la cinématique de la torsion ne produit aucune butée mécanique au niveau thoracique; seule la capsule articulaire reprend l'effort et elle n'est pas conçue pour résister en cisaillement. Cependant, pour des couples supérieurs à 8 Nm et des rotations moyennes supérieures à 4,8°, il faudrait vérifier si la partie postérieure (CA+EP) prend une importance mécanique accrue et vient seconder plus efficacement la partie antérieure. Cette faiblesse anatomique de la partie postérieure est peut-être une conséquence de la cage thoracique qui rigidifie l'unité et amenuise l'importance mécanique d'une partie postérieure rigide.

En T12/L1, la mécanique est nettement différente due à l'orientation particulière des facettes articulaires auparavant observées par plusieurs études au niveau lombaire<sup>14,51,58</sup> et par Markolf<sup>51</sup>, dans une étude au niveau T12/L1. Le rôle du complexe articulaire est accru et contribue pour près de 60% de la rigidité initiale de l'unité, mais ne contribue qu'à la moitié de la rigidité finale soit 34%. Quant au disque intervertébral, sa contribution à la rigidité de l'unité fonctionnelle équivaut à 34% en rigidité initiale et double jusqu'à 63% en rigidité finale. Selon Kapandji<sup>24</sup>, le disque résisterait en cisaillement à l'effort de torsion parce que le centre de rotation instantanée se déplace vers l'arrière de l'unité fonctionnelle. Suite à l'excision des facettes et de la capsule articulaire, un brusque accroissement de la mobilité d'environ 115% est observé. Selon Markolf<sup>51</sup>, au niveau lombaire, le contact entre les facettes (butée osseuse) restreint l'essentiel du mouvement mais la capsule articulaire joue aussi un rôle. L'importance mécanique de la capsule articulaire (qui selon Myklebust demeure équivalente en rigidité de T3/T4 à T12/L1) est augmentée à cause de son orientation en T12/L1 qui lui permet d'agir efficacement (puisque le déplacement est normal à l'axe de la facette, la capsule est donc en tension) et résiste plus efficacement. Toutefois, la nature de l'excision qui extraie capsule et facette ne permet pas de déterminer son effet individuel. Après

l'excision des éléments postérieurs, un maigre 15% d'accroissement de mobilité est observé. Ceci est possiblement dû au fait que les éléments postérieurs équivalent seulement à 3% de la rigidité initiale et finale en torsion. Il faut noter que la rotation du disque demeure faible sans la capsule, 2° environ; avec une rotation si faible, la déformation des éléments postérieurs est très petite et ceux-ci ne peuvent donc jouer un rôle mécanique important. Cette faible déformation a déjà été observée auparavant par Panjabi<sup>41</sup>.

#### **4.3 Proposition d'une technique d'incorporation des résultats dans un modèle par éléments finis**

Le but de cette section consiste à présenter une méthode pour l'utilisation concrète des résultats de ce document afin de les incorporer dans un modèle numérique d'une unité fonctionnelle. Tout d'abord, un type de modélisation déjà existant de l'unité fonctionnelle sera présenté sommairement et servira de point de repère pour cette technique.

##### **4.3.1 Éléments du modèle**

Le modèle simplifié et modifié de Descrimes(94) qui a été développé sur ANSYS<sup>TM</sup> V sera utilisé pour démontrer la technique proposée. Le modèle d'unité simplifié utilise des poutres 3D pour représenter les vertèbres supérieures et inférieures et le disque intervertébral. Des tiges traction/compression représentent les éléments postérieurs. Elles sont situées: 1) à l'extrémité des apophyses épineuses pour simuler le surépineux, 2) à mi-chemin sur les épineuses pour l'interépineux et 3) à la base des épineuses sur les arcs postérieurs des vertèbres supérieures et inférieures pour le ligament jaune. Chaque facette articulaire est représentée par des éléments contacts en 3D avec un plan sur la facette et un point sur la facette opposée; la capsule articulaire est simulée par des tiges de traction/compression.

### 4.3.2 Propriétés mécaniques

Afin de simplifier le calcul des propriétés mécaniques, les hypothèses suivantes doivent être posées:

- 1) l'unité est symétrique par rapport au plan sagittal qui passe par le centre du corps vertébral et l'apophyse épineuse;
- 2) le ligament jaune, l'interépineux et le surépineux sont représentés chacun par des ressorts linéaires de même rigidité;
- 3) la résistance mécanique des ligaments longitudinaux antérieur et postérieur est négligée;
- 4) le système est conservatif et les propriétés des matériaux linéaires.

#### 4.3.2.1 Disque

Afin de simuler entièrement le comportement mécanique du disque, il doit préalablement être caractérisé par une matrice de rigidité 6X6 adaptée à l'aide d'une poutre équivalente, selon la méthode suggérée par Gardner-Morse et coll.<sup>17</sup> pour une unité fonctionnelle entière. La technique de formulation de la matrice de rigidité a été discutée par Panjabi et coll.<sup>40</sup> et doit être déterminée à partir de l'inverse de la matrice des flexibilités (selon la méthode suggérée à la section 4.1.2).

Les sollicitations de cette étude sont incomplètes et ne peuvent pas caractériser adéquatement la matrice de flexibilité. La présente étude ne peut déterminer uniquement que les termes de la diagonale associés aux flexibilités en flexion/extension, inclinaison et torsion ainsi que les coefficients de couplage suivants: flexion/extension avec translation postéro-antérieure, inclinaison latérale avec translation latérale et torsion avec inclinaison latérale. Les termes manquants sont associés à la diagonale des termes principaux de flexibilités, soit: la tension/compression et le cisaillement postéro-antérieur et le cisaillement latéral. L'information complète ne pouvant être recueillie, nous laissons à une étude subséquente la tâche de tenir compte de tous ces paramètres.

#### 4.3.2.2 Éléments postérieurs

La rigidité des éléments postérieurs ( $K_{ep}$ ) doit être redistribuée sur les ligaments représentés par des tiges traction/compression. Des opérations mathématiques élémentaires de mécanique élastique peuvent être utilisées pour transformer les valeurs des rigidités de rotation en module de Young (l'aire ( $A$ ,  $\text{mm}^2$ ) et la longueur des ligaments ( $l$ ,  $\text{mm}$ ) étant prédéterminées). La rigidité des 3 éléments postérieurs, représentés par des ressorts linéaires, est déterminée par la rigidité des éléments postérieurs pour la sollicitation en flexion. Il faut transformer la rigidité en rotation (associée à la flexion) au centre du corps vertébral ( $K_{flexion}$ ,  $\text{Nm/dg}$ ) en rigidité en traction ( $K$ ,  $\text{N/mm}$ ) pour les ligaments. Une transformation utilisant l'hypothèse du bras de levier ( $L$ ,  $\text{mm}$ ) est faite à l'aide de l'hypothèse d'un système conservatif. L'énergie potentielle est conservée et le travail produit par le moment appliqué ( $M$  ( $\text{Nmm}$ ), rotation  $\Theta$  ( $\text{rd}$ )) est égale à l'énergie emmagasinée dans le ressort de torsion ( $K_{flexion}$ ). Ce ressort de torsion doit être remplacé par un ressort linéaire qui absorbe la même quantité d'énergie pour la rotation donnée transformée en déplacement linéaire ( $\delta x$ ,  $\text{mm}$ ). Les formules suivantes, associées à la figure 4.10 (schéma mécanique simplifié de l'unité fonctionnelle), établissent le mode de calcul du module de Young ( $E$ ,  $\text{N/mm}^2$ ) de l'élément fini représentant les ligaments postérieurs.

$$M \cdot \Theta = K_{flexion} \cdot (\Theta)^2$$

$$K_{flexion} \cdot (\Theta)^2 = K \cdot L \cdot (\delta x)^2$$

on pose  $\delta x = L \cdot \Theta$  pour de petits angles

d'où  $K = K_{flexion} / L^2$

$$\text{et } E = (K \cdot l) / A = (K_{flexion} \cdot l) / (A \cdot L^2)$$

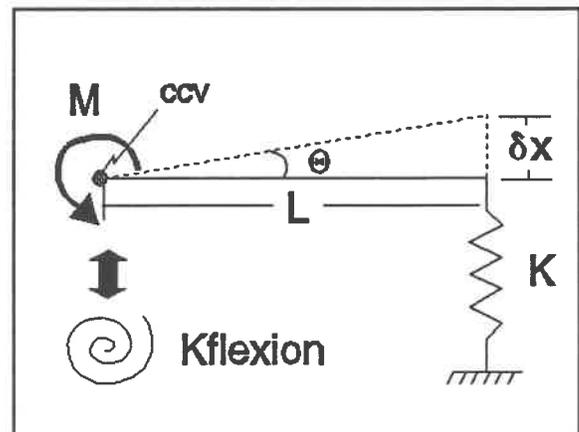


Figure 4.10 Schéma simplifié de répartition de la rigidité en flexion des EP

Le module de Young de la tige est fonction de la rigidité en flexion des éléments postérieurs, de l'aire du ligament et sa longueur ainsi que de la longueur du bras de levier entre le site d'insertion du ligament et le centre du corps vertébral. Des manipulations supplémentaires doivent être effectuées afin de redistribuer la rigidité sur chacun des 3 ligaments postérieurs.

#### 4.3.2.3 Complexe articulaire

Pour les capsules articulaires, la rigidité en traction associée aux éléments tiges traction/compression peut être déterminée selon une technique équivalente aux éléments postérieurs mais à l'aide de la sollicitation en torsion ( $K_{ca}$  en torsion). La formule de base pour déterminer le module de Young correspond alors à l'expression suivante:

$$E = (K_{torsion} * l) / (2 * A * L^2)$$

L'introduction d'un facteur 2 au dénominateur provient de l'existence de deux capsules articulaires. Ces techniques sommaires constituent une approche intéressante pour quantifier les propriétés mécaniques de l'unité fonctionnelle d'un modèle global par éléments finis du rachis.

Le prochain chapitre formulera les principales conclusions et recommandations qui proviennent de la réalisation de cette étude.

## **CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS**

---

À la lumière de cette étude qui avait pour objectif l'étude comportementale des unités T3/T4, T7/T8 et T12/L1 de la région thoracique du rachis humain, nous pouvons énoncer les conclusions suivantes.

En ce qui concerne le comportement général d'une unité thoracique, celle-ci répond de façon non linéaire à la sollicitation pour les unités T3/T4, T7/T8 et T12/L1. L'allure de la courbe déplacement-effort est bi-linéaire et caractérisée par deux rigidités, initiale et finale, dont la zone de transition se situe vers 1 à 2 Nm/dg pour tous les types de sollicitations. Les rigidités dites finales sont 1,5 à 3 fois plus élevées que les rigidités initiales, sauf pour l'unité T12/L1 où la rigidité finale en torsion est légèrement plus faible que l'initiale. En T12/L1, la réponse devient quasi-linéaire en flexion/extension et en inclinaison latérale, et presque linéaire en torsion.

Les mobilités atteintes pour un moment de 5 Nm varient, pour chacune des unités fonctionnelles, dans une fourchette de 2,2° à 4,2°. La mobilité la plus élevée est observée en inclinaison pour T3/T4 et la plus faible, en torsion pour T12/L1.

Généralement, les rigidités initiales et finales augmentent du haut vers le bas thoracique, et ce pour chacune des quatre sollicitations de base: flexion, extension, inclinaison latérale et torsion. L'unité T12/L1 serait la plus rigide de toutes les unités fonctionnelles du rachis thoraco-lombaire, et ce pour chacun des quatre efforts mentionnés ci-avant.

La contribution du disque à la rigidité initiale augmente de T3/T4 à T12/L1 pour les quatre sollicitations. Pour la rigidité finale, la contribution en T7/T8 dépasse celle de T12/L1. La contribution du disque est plus élevée en rigidité finale qu'en rigidité initiale,

avec plus de 50% pour tous les types d'unités et toutes les sollicitations, et jusqu'à 100% en inclinaison.

L'influence mécanique du complexe articulaire et des éléments postérieurs varie entre chacun des 3 types d'unités et pour chacune des sollicitations.

En T3/T4, la capsule articulaire oppose une résistance à l'effort non négligeable en flexion, en extension et en torsion. Les éléments postérieurs participent fortement à la résistance à la flexion ainsi qu'à l'extension. En extension, cette résistance est causée principalement par la butée des épineuses. La résistance non négligeable à la torsion due aux éléments postérieurs proviendrait possiblement d'une rigidité en cisaillement associée au ligament jaune.

En T7/T8, aucune influence du complexe articulaire et des éléments postérieurs n'est observée suite à leur lésion séparée pour toutes les sollicitations de cette présente étude, sauf en extension où l'effet de butée des épineuses joue un rôle mécanique très important. Par contre, le complexe articulaire et les éléments postérieurs offrent une résistance combinée à la torsion qui est non négligeable.

En T12/L1, les facettes et capsules articulaires aident le disque considérablement afin de résister à un effort en torsion. En flexion, ce sont les éléments postérieurs qui participent à la résistance à l'effort de manière non-négligeable et en extension, le complexe articulaire.

Certains mouvements couplés se manifestent pour presque toutes les sollicitations mais avec des amplitudes différentes et des orientations parfois contraires à l'intérieur d'une même unité et d'une unité à l'autre. Nous résumons uniquement les observations qui se reproduisent pour chacune des unités. Aucun couplage n'a été observé pour l'effort flexion pour chacune des unités. Suite à l'application d'un effort d'extension, un

mouvement de torsion gauche est observé pour T3/T4 et T7/T8. Suite à l'imposition d'un effort en inclinaison droite, un mouvement de flexion se manifeste pour les unités T3/T4 et T7/T8. Finalement, un effort de torsion droite révèle un mouvement couplé d'inclinaison gauche pour les trois types d'unités. Les lésions modifient le couplage pour deux cas particuliers où la lésion progressive du complexe articulaire et des éléments postérieurs inverse le couplage associé à l'effort de torsion qui passe de flexion à extension. Cependant, il faudra vérifier si ce phénomène n'est pas dû aux conditions expérimentales. †

La précharge aurait tendance à rendre plus flexible les unités lors de la sollicitation en inclinaison et en extension pour toute la région thoracique. Aucun autre effet important n'a été observé pour les autres sollicitations. Une plus grande instabilité de l'unité a été observée lorsque celle-ci est sous précharge; le disque (noyau pulpeux) serait possiblement responsable de cette instabilité.

La modélisation de l'unité nécessite l'usage d'une poutre équivalente pour le disque intervertébral afin de le caractériser avec précision.

Suite à la présentation de ces conclusions, suivent les dix recommandations qui ont été formulées conséquemment à la réalisation de ce projet de recherche.

1) Cette recherche a mis en évidence la prudence qui doit être de mise lors de l'interprétation des propriétés mécaniques. L'utilisation des flexibilités (en plus d'être une représentation peu pratique de la résistance mécanique des matériaux) est à déconseiller car l'utilisation de la moyenne d'une flexibilité pour retrouver la rigidité équivaut au calcul d'une moyenne harmonique; cette moyenne harmonique, associée à une forte dispersion (écart-type élevé, rencontré fréquemment dans l'étude des matériaux biologiques caractérisé par une très forte dispersion), produit des résultats avec des erreurs appréciables.

44085 RÉFÉRENCES  
calcul d'une moyenne harmonique; cette moyenne harmonique, associée à une forte dispersion (écart-type élevé, rencontré fréquemment dans l'étude des matériaux biologiques caractérisé par une très forte dispersion), produit des résultats avec des erreurs appréciables.

2) Il serait aussi important de prendre garde à la nature de l'échantillonnage; plusieurs unités provenant de divers rachis modifient la variation réelle intra-rachidienne. Une étude intra-rachidienne devrait donc être conduite en parallèle avec l'étude des unités fonctionnelles de même niveau.

3) Lors d'une éventuelle étude des unités thoraciques, l'analyse exclusive de la capsule et de la facette articulaire devrait être entreprise notamment pour T12/L1, où le rôle individuel de chacun de ces éléments n'est pas totalement déterminé.

4) Lors de la suppression des éléments postérieurs, un essai supplémentaire devrait être réalisé afin d'établir la contribution de l'effet de butée des épineuses et de la compression des éléments postérieurs à la résistance à l'extension. Il suffirait de réaliser un essai en extension avec excision exclusive des ligaments sans extraire les structures osseuses.

5) Trois essais distincts avec une section progressive des ligaments jaunes, interépineux et surépineux permettraient d'atteindre une précision plus grande sur leur contribution individuelle à la rigidité pour les sollicitations de flexion et torsion.

6) L'imposition d'un préchargement d'amplitude plus élevée (de l'ordre de 250 N) devrait être réalisée sur les unités thoraciques pour préciser l'effet d'un préchargement sur les sollicitations et déterminer si le rôle des facettes articulaires s'accroît lorsque l'unité est soumise à la précharge.

7) Le couplage mériterait une analyse en profondeur; celui-ci se manifeste tant pour l'unité fonctionnelle complète que pour le disque seul. Cependant, sa faible amplitude, sa grande dispersion et les divergences qui lui sont associées nécessitent une étude avec plus de précision pour éliminer les possibles interférences dues à l'instrumentation.

8) Afin de diminuer les erreurs, le calcul de la matrice de la rigidité à partir de la matrice de flexibilité devrait être effectué par la méthode suggérée dans cette présente étude au lieu de celle utilisée par Panjabi et coll.<sup>40</sup>.

9) Une caractérisation complète du disque nécessiterait l'imposition de charges de tension/compression et de cisaillement postéro-antérieur et latéral en prenant soin de recueillir tous les déplacements: rotations et translations pour déterminer tous les termes de la matrice de flexibilité et celle de rigidité correspondante. Il est nécessaire ensuite d'adapter une poutre équivalente à cette matrice de rigidité pour la modélisation par éléments finis.

10) Les prochaines modélisations numériques devraient tenir compte de la non-linéarité des matériaux biologiques, une simple modélisation bi-linéaire de la rigidité devrait être envisagée.

## BIBLIOGRAPHIE

---

- 1- ABUMI K., PANJABI M.M., KRAMEN K.M. et coll., *Biomechanical evaluation of lumbar spine stability after graded facetectomies*, Spine, 15:1142-1147, 1990.
- 2- ANDRIACCHI T.P., SCHULTZ A.B., BELYTSCHKO T.B. et GALANTE J.O., *A model for studies of mechanical interactions between the human spine and rib cage*, J. Biomechanics, 7:497-507, 1974.
- 3- AUBIN C.E., *Modélisation du rachis scoliotique*, Ecole Polytechnique de Montréal, Avril 1991.
- 4- AUDET, BOUCHER, CAUMARTIN et SKEENE, *Probabilités et statistiques*, Gaëtan Morin, Chicoutimi, 407 p.
- 5- BELYTSCHKO T., KULAK R.F., SCHULTZ A.B. et GALANTE J.O., *Finite element stress analysis of a intervertebral disc*, J. Biomechanics, 7:277-285, 1974.
- 6- BERKSON M.H., NACHEMSON A.L. et SCHULTZ A.B., *Mechanical properties of human lumbar spine motion segments Part II: response in compression and shear; influence of gross morphology*, J. Biomechanical Engineering, 101: 53-57, 1979.
- 7- BROWN T., HANSEN R.J. et YORRA A.J., *Some mechanical tests on the lumbosacral spine with particular reference to the intervertebral discs*, J. Bone and Joint Surgery, 39A: 1135-1169, 1957.
- 8- CHAZAL J., TANGUY A., BOURGES M. et coll., *Biomechanical properties of spinal ligaments and a histological study of the supraspinal ligament in traction*, J. Biomechanics, 18:167-176, 1985.
- 9- CLOSKEY R.F., SCHULTZ, A.B. et LUCHIES C.W., *A model for studies of the deformable rib cage*, J. Biomechanics, 25:529-539, 1992.
- 10- COSSON P.H. et DUVAL-BEAUPÈRE G., *Détermination personnalisée in vivo chez l'homme des efforts exercés sur les étages vertébraux thoraciques et lombaires en position debout et assise*, Rachis, 5:5-12, 1993.
- 11- CYRON B.M. et HUTTON W.C., *The tensile strength of the capsular ligaments of the apophyseal joints*, J. anat., 132:145-150, 1981.
- 12- DANSEREAU J., *International Symposium on 3-D scoliotic deformities*, Editions de

l'Ecole Polytechnique de Montréal, Montréal, 1992.

- 13- DANSEREAU J. et STOKES I.A.F., *Measurement of the three-dimensional shape of the rib cage*, J. Biomechanics, 21:893-901, 1988.
- 14- FARFAN H.F., COSSETTE J.W., ROBERTSON G.H. et coll., *The effects of torsion on the lumbar intervertebral joints; the role of torsion in the production of disc degeneration*, J. Bone and Joint Surgery, 52A: 468-497, 1970.
- 15- FUNG, *Biomechanics, Mechanical properties of living tissues*, Springer, New-York, 1981, pp.197-202.
- 16- GALANTE J.O., *Tensile properties of the human lumbar annulus fibrosis*, Acta Ortho. Scan., suppl. 100, 1967.
- 17- GARDNER-MORSE M.G., LAIBLE J.P. et STOKES I.A.F., *Incorporation of spinal flexibility measurements into finite element analysis*, J. Biomechanical Engineering, 12:481-483, 1990.
- 18- GERTZBEIN S., *Determination of a locus of instantaneous centre of rotation of the lumbar disc by Moiré fringe*, Spine, 9:409, 1984.
- 19- GOEL V.K. et WEINSTEIN J.N., *Biomechanics of the spine: clinical and surgical prospective*, CRC Press, ISBN 0-8493-6649-6, 1990.
- 20- HAKIM N.S. et KING A.L., *A three-dimensional finite element dynamic response analysis of a vertebra with experimental verification*, J. Biomechanics, 12:277-292, 1979.
- 21- HIRSCH C., *The reaction of the intervertebral discs to compression forces*, J. Bone and Joint Surgery, 37A:1188, 1955.
- 22- HIRSCH C. et NACHEMSON A., *New observations on the mechanical behavior of lumbar discs*, Acta Ortho. Scan., 23:254-283, 1954.
- 23- HUKINS D.W.L., KIRBY M.C., SIKORYN T.A., ASPDEN R.M. et COX A.J., *Comparison structure, mechanical properties, and functions of lumbar spinal ligaments*, Spine, 15:787-795, 1990.
- 24- KAPANDJI I.A., *The physiology of the joints*, Churchill Livingstone, London, Vol.3, 1974.
- 25- KING A.I., PRASAD P. et EWING C.L., *Mechanism of spinal injury due to*

- caudocephalad acceleration*, Orthopaedics Clinics of North America, 6:19, 1975.
- 26- KENDALL M.G. et STUART A., *The advanced theory of statistics*, Hafner Publishing Compagny, New-York, Vol.1.
- 27- LABELLE H. et DANSEREAU J., *Orthotic treatment of pediatric spinal disorders and diseases*, Spine: State of the Art Reviews, 4:239-249, 1990.
- 28- LAVASTE F. et coll., Thèse de doctorat d'État Es Sciences Physiques, PARIS VI, *Contribution à l'étude du comportement biomécanique du rachis lombaire*, 1990.
- 29- LAVASTE F., ASSELINEAU A., DIOP A. et coll., *Protocole expérimental pour la caractérisation mécanique de segments rachidiens et de matériels d'ostéosynthèse dorso-lombaires*, Rachis, 6:435-446, 1990.
- 30- LAVASTE F., SKALLI W., ROBIN S., ROY-CAMILLE R. et MAZEL C., *Three-dimensional geometrical and mechanical modelling of the lumbar spine*, J. Biomechanics, 25:1153-1164, 1992.
- 31- MARKOLF K.L., *Deformation of the thoracolumbar joints in response to external load; a biomechanical study using autopsy material*, J. Bone and Joint Surgery, 54A: 511-533, 1972.
- 32- MYKLEBUST J.B., PINTAR F., YOGANANDAN N. et coll., *Tensile strength of spinal ligaments*, Spine, 13:526-531, 1988.
- 33- MORRIS J.M., BENNER G. et LUCAS D.B., *An electromyographic study of intrinsic muscles of the back in man*, J. anat., 96:509, 1962.
- 34- NACHEMSON A., *Lumbar intradiscal pressure*, Acta Ortho. Scan., suppl. 43, 1960.
- 35- NACHEMSON A., *The influence of spinal movement on the lumbar intradiscal pressure*, Acta Ortho. Scand., suppl. 33:183, 1963.
- 36- NACHEMSON A. et EVANS J., *Some properties of the third human lumbar interlaminae ligament*, J. Biomechanics, 1;211-220, 1968.
- 37- NAGEL D.A., *Stability of the upper lumbar spine following progressive disruptions and the application of individual internal and external fixation devices*, J. Bone and Joint Surgery, 63A:62, 1981.

- 38- PANJABI M.M., *Experimental determination of spinal motion segment behavior*, Orthopaedics Clinics of North America, 8(1): 169-180, 1977.
- 39- PANJABI M.M., BRAND R.A. JR. et WHITE A.A., *Mechanical properties of the human thoracic spine by 3D load-displacement curves*, J. Bone and Joint Surgery, 58A: 642-652, 1976.
- 40- PANJABI M.M., BRAND R.A. JR. et WHITE A.A., *Three-dimensional flexibility and stiffness properties of the human thoracic spine*, J. Biomechanics, 9:185-192, 1976.
- 41- PANJABI M.M., GOEL V.K. et TAKATA K., *Physiologic strains in the lumbar spinal ligaments. An in-vitro biomechanical study*, Spine, 7:192-203, 1982.
- 42- PANJABI M.M., KRAG M.H. et GOEL V.K., *A technique for measurement and description of 3D six degree of freedom motion of a body joint with an application to the human spine*, J. Biomechanics 14: 447, 1981.
- 43- PANJABI M.M., KRAG, M.H., WHITE A.A. et SOUTHWICK W.O. *Effects of preload on load-displacement curves of the lumbar spine*, Orthopaedics Clinics of North America, 8(1): 181-192, 1977.
- 44- PORTIER L., *Approche d'une modélisation globale tridimensionnelle du rachis pour l'étude de la scoliose*, Ecole Nationale Supérieure des Arts et Métiers de Paris, 1991.
- 45- ROBERTS S.B, et CHEN P.H., *Elastotatic analysis of the human thoracic skeleton*, J. Biomechanics, 3:527-545, 1970.
- 46- ROBERTS S.B, et CHEN P.H., *Global geometric characteristics of typical human ribs*, J. Biomechanics, 5:191-201, 1972.
- 47- ROUVIÈRE H., *Anatomie humaine et topographique*, Masson et Cie, Paris, Tome II, 1962.
- 48- Schultz A.B., *Mechanics of the human spine*, Applied Mechanical Review, ASME, PP.1487-1497, 1974.
- 49- SCHULTZ A.B., BENSON D. et HIRSCH C., *Force deformation properties of human costosternal and costovertebral articulations*, J. Biomechanics, 7:311, 1974.
- 50- SCHULTZ A.B. et GALANTE J.O., *A mathematical model for the study of the mechanics of the human vertebral column*, J. Biomechanics, 3:405-416, 1970.

- 51- SCHULTZ A.B., WARWICK D.M., BERKSON M.H. et NACHEMSON A.L., *Mechanical properties of human lumbar spine motion segments part I: Response in flexion, extension, lateral bending and torsion*, J. Biomechanical Engineering, 101: 46-52, 1979.
- 52- SKIPOR A.F., MILLER J.A.A., SPENCER D.A. et coll., *Stiffness properties and geometry of lumbar spine posterior elements*, J. Biomechanics, 18:821-830, 1985.
- 53- SHIRAZI-ADL A., SHRIVASTAVA S.C. et AHMED A.M., *Stress analysis of the lumbar disc-body unit in compression*, Spine, 9:120-134, 1984.
- 54- SPILKER R.L., DAUGIRDA D.M. et SCHULTZ A.B., *Mechanical response of a simple finite element model of the intervertebral disc under complex loading*, J. Biomechanics, 17:103-112, 1984.
- 55- STOKES I.A.F. et GARDNER-MORSE M.G., *Three-dimensional simulation of Harrington distraction instrumentation for surgical correction of scoliosis*, Spine (soumis).
- 56- STOKES I.A.F. et LAIBLE J.P., *Three-dimensional osseo-ligamentous model of the thorax representing initiation of scoliosis by asymmetric growth*, J. Biomechanics, 23:585-595, 1990.
- 57- SUNDARAM S.H. et FENG C.G., *Finite element analysis of the human thorax*, J. Biomechanics, 10:505-516, 1977.
- 58- TENCER A.F., AHMED A.M. et BURKE D.L., *Some static mechanical properties of the lumbar intervertebral joint, intact and injured*, J. Biomechanics, 18:821-830, 1985.
- 59- TKACZUK H., *Tensile properties of human lumbar longitudinal ligaments*, acta ortho. Scan., suppl. 115, 1968.
- 60- VIRGIN W., *Experimental investigation into physical properties of intervertebral disc*, J. Bone and Joint Surgery, 33B: 607, 1951.
- 61- WHITE A.A., *Analysis of the mechanics of the thoracic spine in man. An experimental study of autopsy specimens*, Acta Ortho. Scan., suppl. 127, 1969.
- 62- WHITE A.A. et PANJABI M.M., *Clinical biomechanics of the spine*, J.B. Lippincot Co., Philadelphie, 1978, 735 p.

## ANNEXE A - RÉPONSE MÉCANIQUE POUR LES UNITÉS FONCTIONNELLES DES SPÉCIMENS R3, R4, R5 ET R6

Cette annexe présente la réponse mécanique en flexion/extension et torsion pour les spécimens R3, R4, R5 et R6. Les figures A1 et A2 présentent respectivement la juxtaposition comparée de la réponse mécanique pour les trois types d'unités fonctionnelles en flexion/extension et torsion.

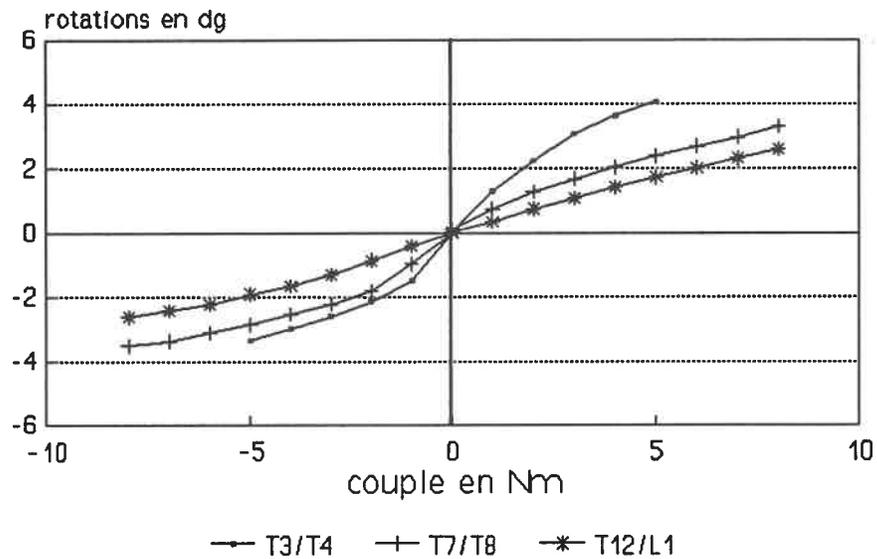


Figure A1 Réponse moyenne comparée des unités T3/T4, T7/T8 et T12/L1 des rachis R3,R4,R5 et R6 pour la sollicitation en flexion/extension

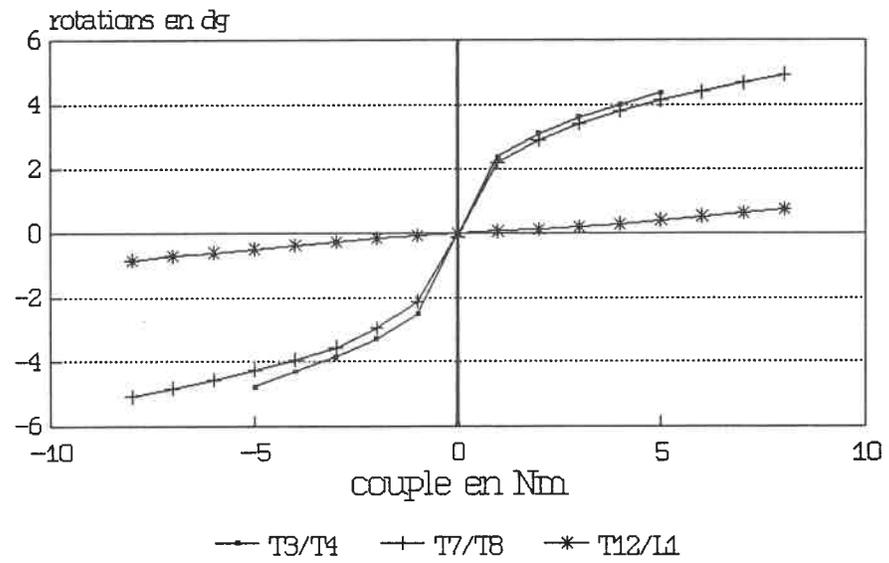


Figure A2 Réponse moyenne comparée des unités T3/T4, T7/T8 et T12/L1 des rachis R3, R4, R5 et R6 pour la sollicitation en torsion d/g

## ANNEXE B - RÉSULTATS NUMÉRIQUES DES MOBILITÉS

Le tableau B1 contient la moyenne des mobilités à 5 et 8 Nm représentée graphiquement aux figures 3.14 et 3.15 de la section 3.3.

Tableau B1 Moyenne des mobilités à 5 et 8 Nm pour les unités fonctionnelles T3/T4, T7/T8 et T12/L1

		Mobilité en degrés			
	Moments	Flexion	Extension	Inclin. lat.	Torsion
T3/T4	5 Nm	2,9(1,2)*	3,3(1,6)	4,2(1,8)	4,0(1,6)
T7/T8	5 Nm	2,6(0,9)	2,2(0,4)	2,9(0,9)	3,9(1,6)
	8 Nm	3,2(0,8)	3,1(0,5)	3,7(1,1)	4,7(1,6)
T12/L1	5 Nm	2,3(0,8)	2,4(1,1)	2,9(1,5)	0,7(0,5)
	8 Nm	3,1(1,0)	3,4(1,3)	3,7(1,7)	1,1(0,7)

\*: écart-type

## ANNEXE C - RÉSULTATS NUMÉRIQUES DE L'INFLUENCE DES LÉSIONS

Le tableau C1 contient les accroissements en pourcentage des mobilités des unités fonctionnelles après lésions du complexe articulaire (LCA), des éléments postérieurs (LEP) et de leur lésion combinée (LCA+LEP) représentée graphiquement à la figure 3.16 de la section 3.4.

Tableau C1 Accroissement en pourcentage  
de la mobilité après lésions

		Accroissement en % de la mobilité				
		Lésions	Flexion	Extension	Inclin. lat.	Torsion
T3/T4	LCA		18(8)	34(19)	15(10)	47(23)
	LEP		60(37)	66(40)	19(27)	46(49)
	LCA+LEP		78(36)	100(35)	35(25)	93(43)
T7/T8	LCA		10(6)	15(11)	7(4)	17(8)
	LEP		5(19)	42(24)	6(10)	10(14)
	LCA+LEP		14(17)	57(22)	13(9)	27(12)
T12/L1	LCA		13(14)	22(12)	5(12)	112(27)
	LEP		24(34)	19(19)	3(20)	12(35)
	LCA+LEP		37(32)	40(15)	8(16)	124(23)

La suite de cette annexe contient les courbes de réponse mécanique des unités fonctionnelles T3/T4, T7/T8 et T12/L1 tirées des essais sur unités saines et lésées. Les figures C1 à C9 présentent, juxtaposée sur le même graphe, les rotations principales du centre du corps vertébral de l'unité fonctionnelle complète (UFC) et amputée du complexe articulaire (AC) ainsi que l'unité fonctionnelle réduite (DS).

## Unité fonctionnelle T3/T4

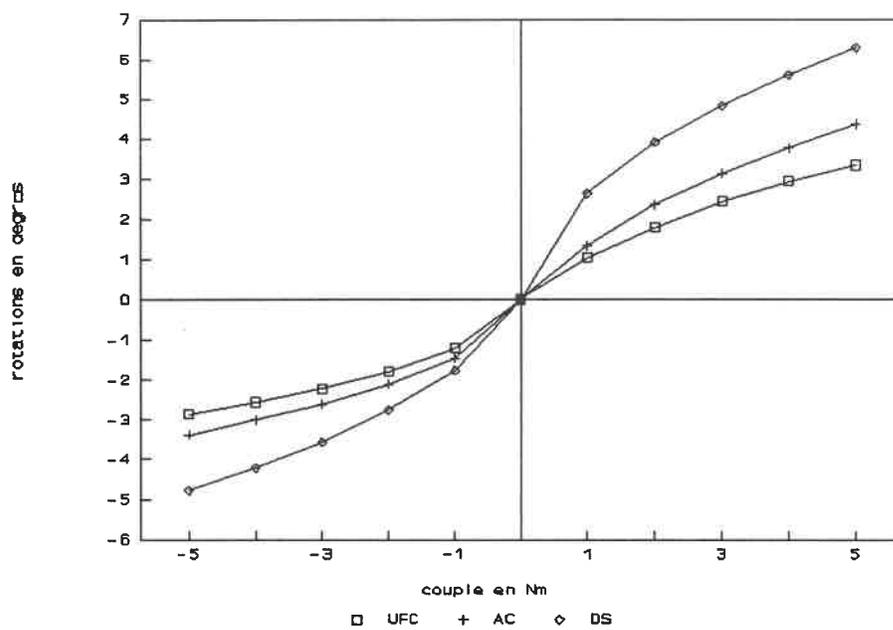


Figure C1 Réponse moyenne en flexion/extension pour le niveau T3/T4

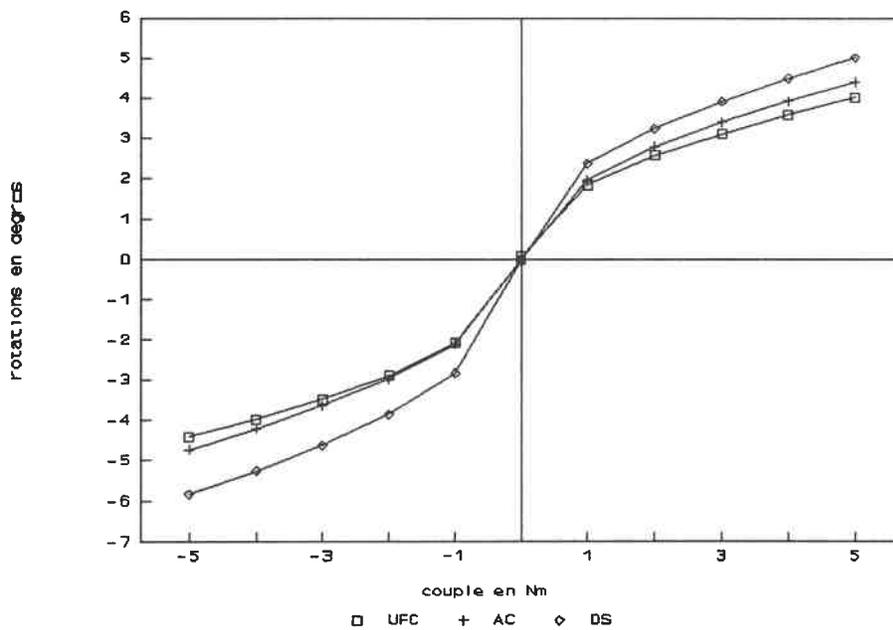


Figure C2 Réponse moyenne en inclinaison g/d pour le niveau T3/T4

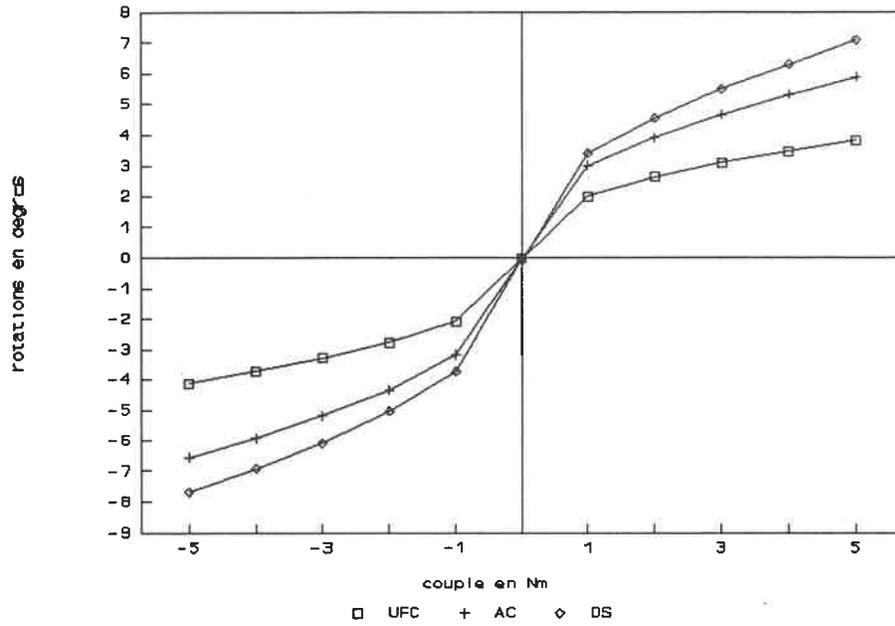


Figure C3 Réponse moyenne en torsion d/g pour le niveau T3/T4  
Unité fonctionnelle T7/T8

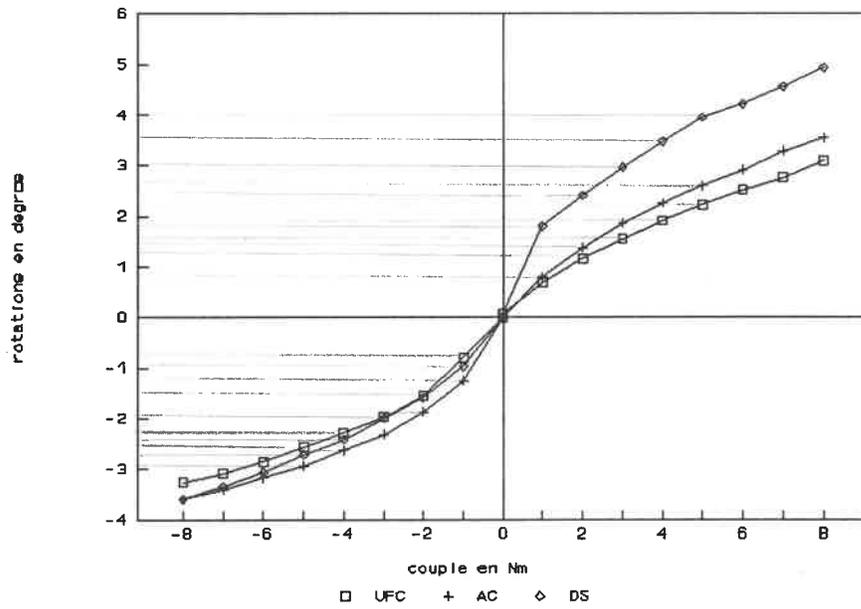


Figure C4 Réponse moyenne en flexion/extension pour le niveau T7/T8

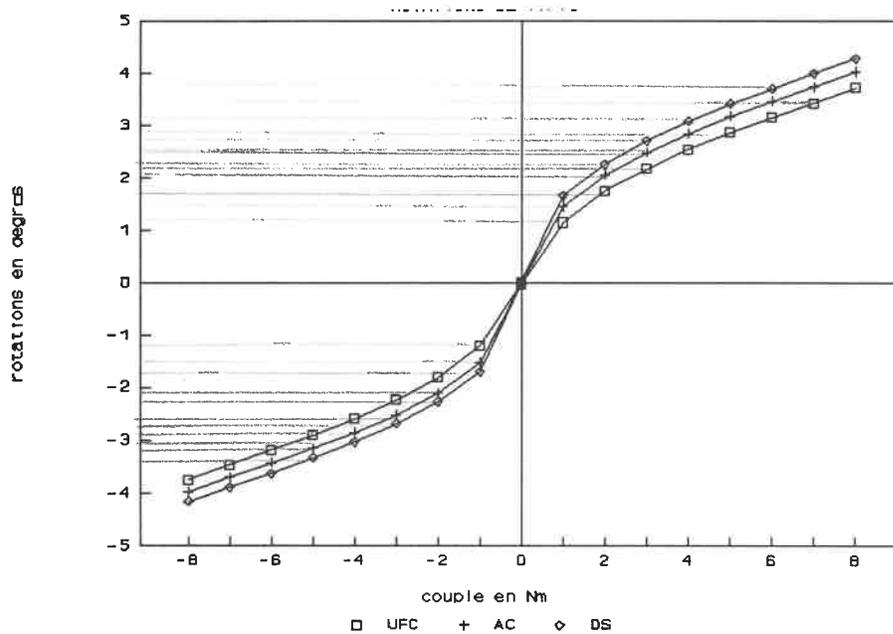


Figure C5 Réponse moyenne en inclinaison g/d pour le niveau T7/T8

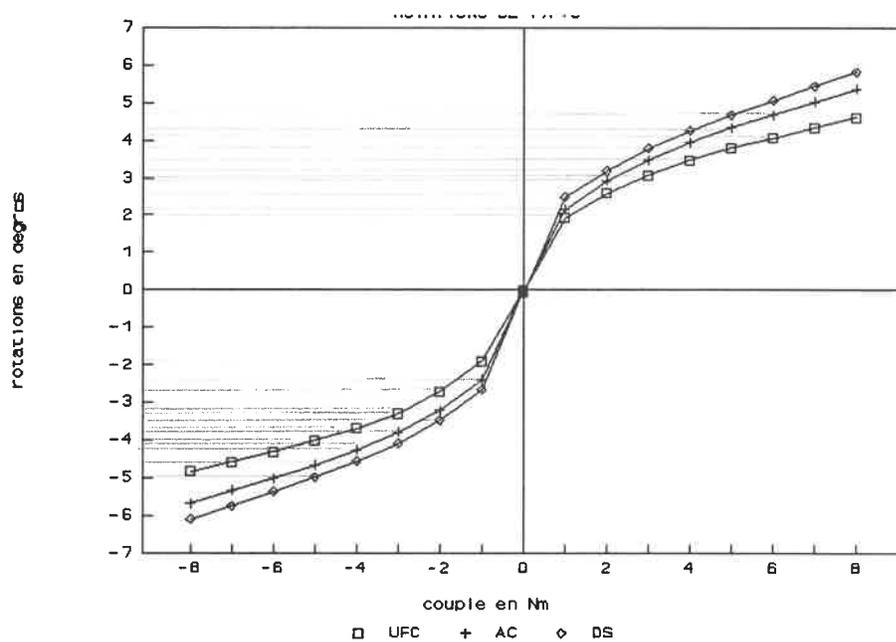


Figure C6 Réponse moyenne en torsion d/g pour le niveau T7/T8

## Unité fonctionnelle T12/L1

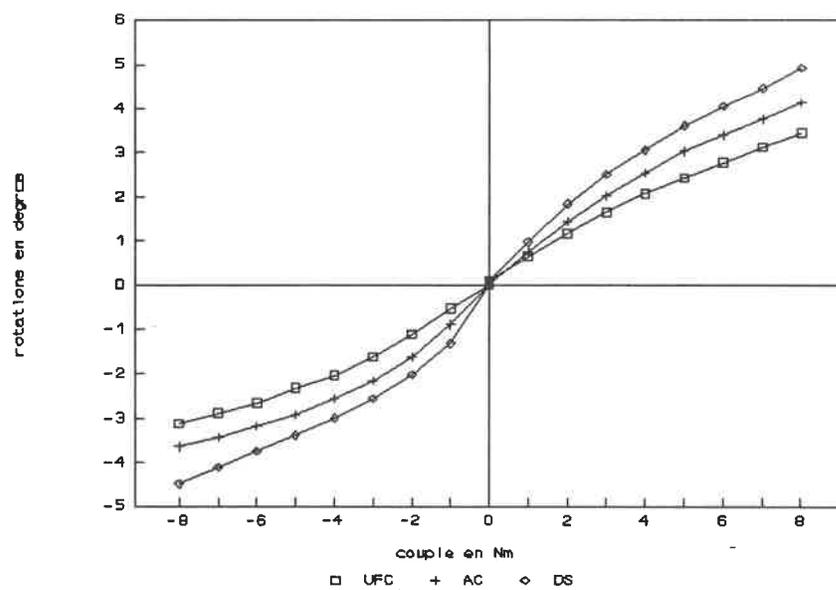


Figure C7 Réponse moyenne en flexion/extension pour le niveau T12/L1

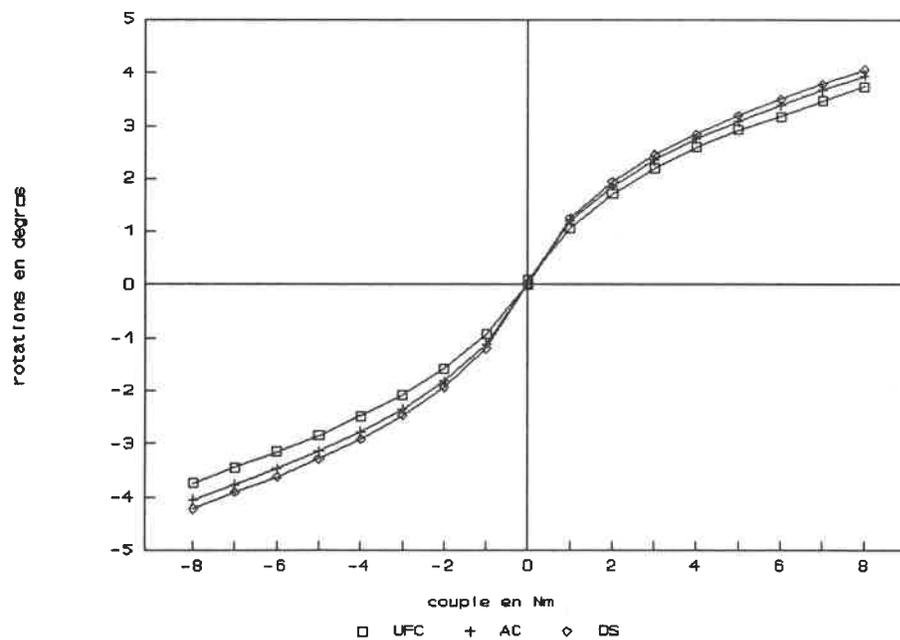


Figure C8 Réponse moyenne en inclinaison g/d pour le niveau T12/L1

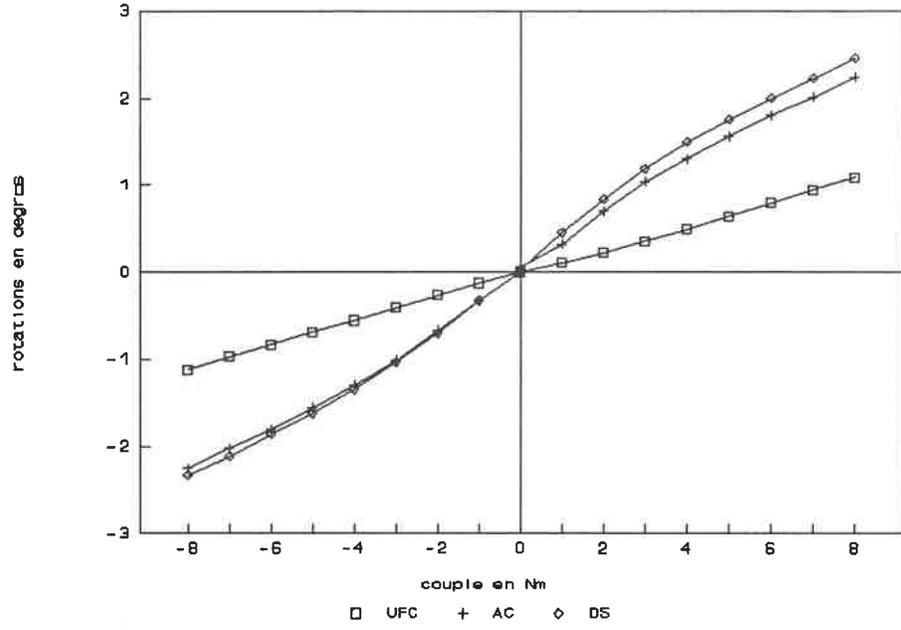


Figure C9 Réponse moyenne en torsion d/g pour le niveau T12/L1

## **ANNEXE D - RÉSULTATS NUMÉRIQUES DES RAPPORTS DE COUPLAGE ET GRAPHES DES RAPPORTS DE COUPLAGE DES UNITÉS LÉSÉES**

La présente annexe contient les résultats numériques complets présentant les rapports de couplage des unités fonctionnelles intactes et avec lésions; ceux-ci viennent préciser les valeurs numériques des figures 3.21 et 3.23 (section 3.6.1.) et les figures 3.24 à 3.25 (section 3.6.2). Les tableaux D1 à D3 présentent les rapports des mouvements couplés des unités T3/T4, T7/T8 et T12/L1 saines (UFC) et lésées (AC et DS). Un rapport négatif indique l'apparition du mouvement opposé.

Cette annexe présente ensuite, aux figures D1 à D6, les graphes des rapports de mouvement couplés des unités fonctionnelles T3/T4, T7/T8 et T12/L1 amputés du complexe articulaire et des éléments postérieurs.

Tableau D1 Rapport des mobilités secondaires et principales de l'unité fonctionnelle T3/T4 saine (UFC) et lésée (AC et DS)

Mouvements Couplés	EFFORTS PRINCIPAUX											
<b>UFC</b>	Flexion						Extension					
Inclinaison g	0,11	-0,12	0,08	-0,04	0,04	0,03	-0,13	0,07	-0,12	-0,10	-0,05	0,03
Torsion d	-0,02*	-0,09	-0,09	-0,09	-0,06	-0,04	0,14	0,14*	0,09	0,00*	0,15	0,15
<b>AC</b>	Flexion						Extension					
Inclinaison g	0,14	-0,10	0,00	-0,16	0,02	-0,01	-0,02	0,08	-0,08	-0,17	-0,08	0,03
Torsion d	-0,04	-0,12	-0,09	-0,09	-0,09	-0,03	0,17	0,14	0,10	-0,02	0,07	0,12
<b>DS</b>	Flexion						Extension					
Inclinaison g	0,07	-0,06	-0,13	-0,17	-0,01	-0,02	0,05	0,09	-0,05	-0,14	-0,05	0,02
Torsion d	-0,03	-0,07	-0,04	-0,04	-0,04	0,04	0,10	0,12	0,09	0,01	0,10	0,11
<b>UFC</b>	Inclinaison gauche						Inclinaison droite					
Flexion	-0,22	-0,06	0,00	-0,01	-0,09	-0,04	-0,18	0,04	-0,08*	-0,15	-0,21	-0,11
Torsion d	-0,12	-0,01	-0,04	-0,09	-0,01	-0,15	0,09	0,02	-0,02	0,11	0,06	0,23
<b>AC</b>	Inclinaison gauche						Inclinaison droite					
Flexion	-0,17	-0,21	-0,05	-0,03	-0,15	-0,06	-0,15	-0,01	-0,09	-0,20	-0,22	-0,18
Torsion d	16	-0,09	-0,09	-0,14	-0,19	-0,34	0,13	0,03	0,01	0,11	0,10	0,21
<b>DS</b>	Inclinaison gauche						Inclinaison droite					
Flexion	-0,11	-0,30	-0,04	0,18	0,08	-0,02	-0,07	0,07	-0,04	0,12	-0,05	-0,07
Torsion d	-0,12	-0,21	-0,11	-0,12	-0,11	-0,27	0,10	0,00	0,01	0,07	0,16	0,30

Tableau D1 Rapport des mobilités secondaires et principales de l'unité fonctionnelle T3/T4 saine (UFC)  
et lésée (AC et DS) (suite)

UFC	Torsion droite						Torsion gauche					
Flexion	-0,01	-0,09	-0,15	0,01	-0,04	-0,10	-0,10*	0,12	0,00	0,13	0,17	0,08
Inclinaison g	-0,23	0,10	-0,22	-0,09	0,09	-0,22	0,28	0,07	-0,06	0,00	0,03	0,18
AC	Torsion droite						Torsion gauche					
Flexion	-0,04	0,03	0,04	0,09	0,04	0,04	-0,02	0,20	0,09	0,13	0,13	0,07
Inclinaison g	-0,23	-0,04	-0,11	-0,19	-0,14	-0,19	0,27	0,16	0,06	0,01	0,08	0,22
DS	Torsion droite						Torsion gauche					
Flexion	0,10	-0,08	0,06	0,21	0,18	0,05	0,11	0,09	0,05	0,29	0,31	0,03
Inclinaison g	-0,12	-0,16	-0,14	-0,23	-0,14	-0,12	0,17	0,07	-0,02	0,01	0,14	0,14

Tableau D2 Rapport des mobilités secondaires et principales de l'unité fonctionnelle T7/T8 saine (UFC) et lésée (AC et DS)

Mouvements Couplés	EFFORTS PRINCIPAUX									
	Flexion					Extension				
<b>UFC</b>	Flexion					Extension				
Inclinaison g	-0,08	-0,13	-0,01	0,05	-0,05	0,19	0,03	0,02	0,09	0,09
Torsion d	-0,07	-0,07	-0,11	-0,10	-0,04	0,13	0,13	0,15	0,25	0,06
<b>AC</b>	Flexion					Extension				
Inclinaison g	-0,05	-0,16	-0,04	0,10	-0,09	0,09	0,05	0,05	0,11	0,06
Torsion d	-0,08	-0,06	-0,10	-0,09	0,03	0,12	0,15	0,11	0,20	0,13
<b>DS</b>	Flexion					Extension				
Inclinaison g	-0,04	-0,17	0,01	0,05	-0,05	0,13	0,01	0,03	0,09	0,16
Torsion d	-0,14	-0,08	-0,12	-0,06	-0,02	0,11	0,12	0,05	0,18	0,02
<b>UFC</b>	Inclinaison gauche					Inclinaison droite				
Flexion	-0,16	-0,13	-0,22	-0,29	-0,14	0,04	-0,02	-0,25	-0,23	-0,06
Torsion d	-0,02	-0,03	-0,18	-0,16	-0,22	0,02	-0,01	0,15	0,14	0,08
<b>AC</b>	Inclinaison gauche					Inclinaison droite				
Flexion	-0,21	-0,11	-0,14	-0,37	-0,18	0,04	0,05	-0,18	-0,20	-0,08
Torsion d	-0,02	-0,04	-0,19	-0,12	-0,26	0,03	0,02	0,15	0,16	0,07
<b>DS</b>	Inclinaison gauche					Inclinaison droite				
Flexion	-0,18	-0,07	0,16	-0,11	-0,15	0,10	0,05	0,15	-0,03	0,00
Torsion d	-0,03	-0,04	-0,15	-0,12	-0,25	0,02	0,01	0,11	0,15	0,05

**Tableau D2 Rapport des mobilités secondaires et principales de l'unité fonctionnelle T7/T8 saine (UFC) et lésée (AC et DS) (suite)**

UFC	Torsion droite					Torsion gauche				
Flexion	-0,04	-0,05	-0,06	-0,19	0,06	0,11	0,10	-0,03	0,03	0,13
Inclinaison g	-0,02	-0,04	-0,09	-0,13	-0,16	0,09	-0,05	0,12	0,20	0,15
AC	Torsion droite					Torsion gauche				
Flexion	0,00	-0,02	-0,04	-0,01	0,03	0,08	0,11	-0,02	0,02	0,10
Inclinaison g	-0,03	-0,09	-0,10	-0,01	-0,17	0,13	-0,02	0,12	0,17	0,18
DS	Torsion droite					Torsion gauche				
Flexion	0,03	0,00	0,16	0,10	0,08	0,12	0,14	0,23	0,13	0,11
Inclinaison g	-0,02	-0,11	-0,13	-0,02	-0,11	0,13	-0,04	0,15	0,15	0,18

Tableau D3 Rapport des mobilités secondaires et principales de l'unité fonctionnelle T12/L1 saine (UFC) et lésée (AC et DS)

Mouvements Couplés	EFFORTS PRINCIPAUX									
<b>UFC</b>	Flexion					Extension				
Inclinaison g	0,02	-0,03	-0,01	0,13	-0,02	-0,17	0,14	0,09	-0,07	-0,04
Torsion d	-0,02	-0,02	-0,01	0,00	-0,04	-0,06	0,02	0,07	0,02	0,04
<b>AC</b>	Flexion					Extension				
Inclinaison g	0,02	0,01	0,00	0,08	-0,06	-0,07	0,07	0,08	-0,05	-0,15
Torsion d	0,01	-0,02	-0,05	0,03	-0,03	-0,01	0,03	0,01	0,00	-0,02
<b>DS</b>	Flexion					Extension				
Inclinaison g	-0,05	0,01	0,03	0,09	-0,06	-0,07	0,09	0,07	-0,08	-0,11
Torsion d	-0,01	-0,01	-0,05	0,02	-0,01	-0,02	0,02	0,01	-0,02	0,01
<b>UFC</b>	Inclinaison gauche					Inclinaison droite				
Flexion	0,10	-0,27	-0,07	-0,03	0,05	-0,07	0,00	-0,05	-0,07	0,04
Torsion d	-0,01	-0,02	-0,01	-0,01	-0,01	0,04	0,00	0,00	0,02	0,01
<b>AC</b>	Inclinaison gauche					Inclinaison droite				
Flexion	0,07	-0,08	-0,03	-0,02	0,04	0,00	-0,03	0,02	-0,09	0,07
Torsion d	-0,01	-0,03	0,00	-0,03	-0,03	0,01	0,01	0,00	0,03	0,01
<b>DS</b>	Inclinaison gauche					Inclinaison droite				
Flexion	0,18	0,00	0,07	0,05	0,15	-0,08	0,13	0,08	-0,05	0,19
Torsion d	0,01	-0,03	0,00	-0,03	-0,01	0,00	-0,01	-0,01	0,02	0,02

**Tableau D3 Rapport des mobilités secondaires et principales de l'unité fonctionnelle T12/L1 saine (UFC) et lésée (AC et DS) (suite)**

UFC	Torsion droite					Torsion gauche				
Flexion	0,00	-0,32	-0,28	-0,11	-0,20	-0,12	-0,14	-0,15	0,00	-0,04
Inclinaison g	-0,22	0,13	-0,15	-0,17	0,01	-0,04	0,25	0,41	0,24	0,02
AC	Torsion droite					Torsion gauche				
Flexion	0,00	0,05	0,11	0,16	0,16	0,06	0,07	0,08	0,06	0,22
Inclinaison g	-0,07	-0,04	-0,09	-0,20	-0,11	0,06	0,15	0,35	0,12	-0,01
DS	Torsion droite					Torsion gauche				
Flexion	0,18	-0,10	0,25	0,22	0,23	0,11	0,06	0,25	0,05	0,34
Inclinaison g	-0,09	-0,02	-0,10	-0,22	-0,20	0,03	0,13	0,38	0,11	-0,01

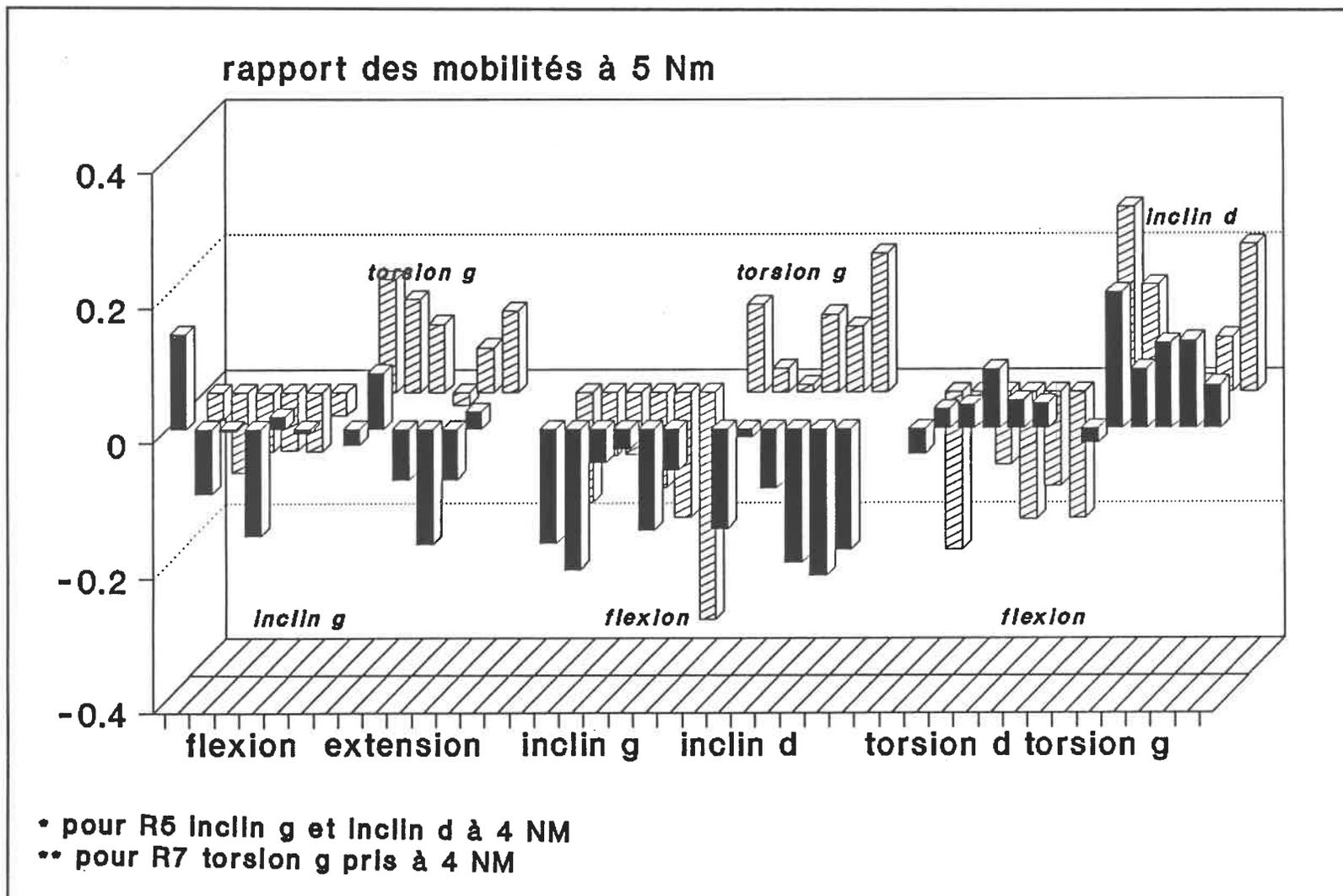


Figure D1 Rapport entre les mobilités secondaires et principales pour les six UF T3/T4 (R2 à R7) avec lésions du complexe articulaire (AC) déterminées à 5 Nm

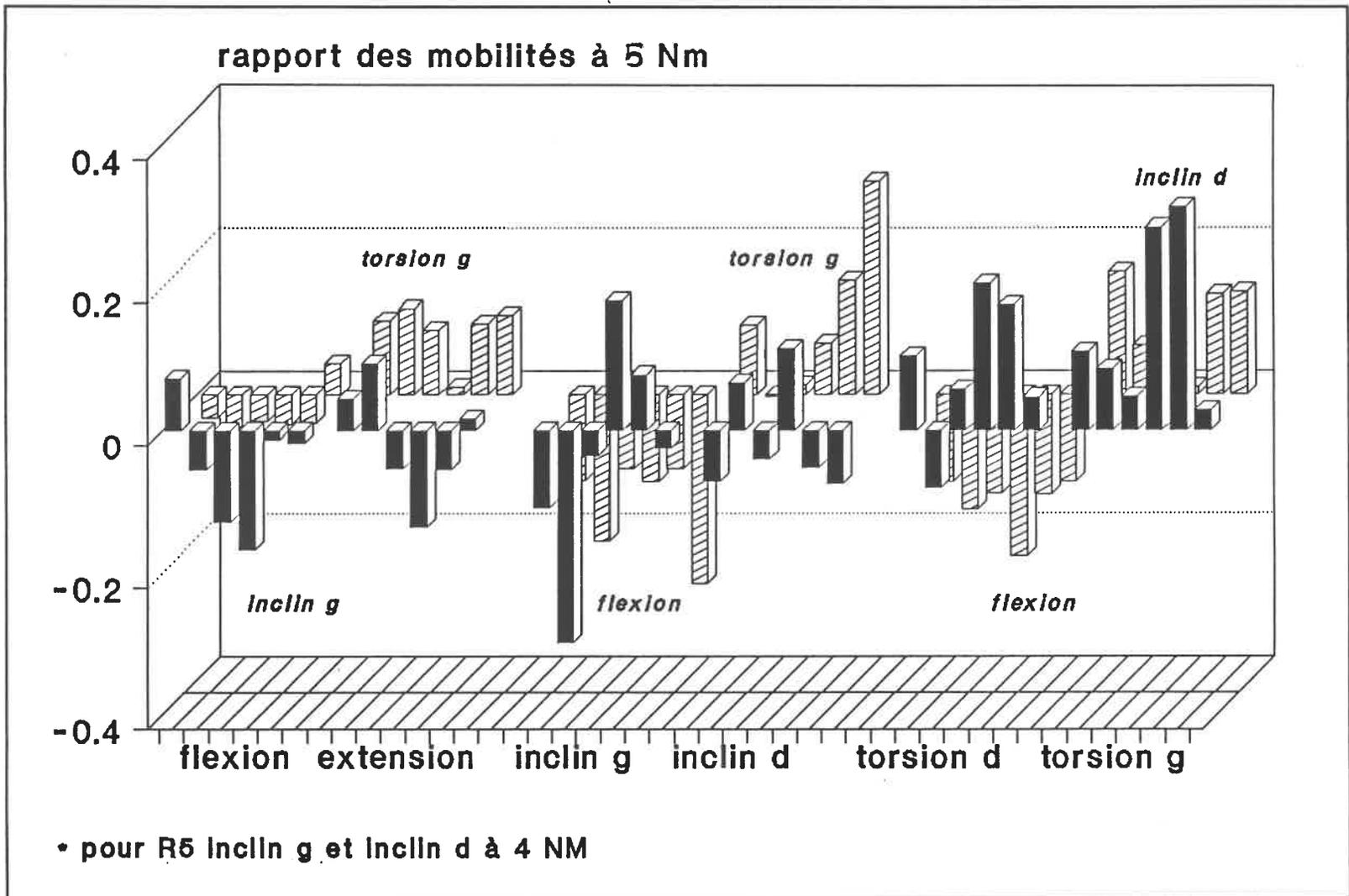


Figure D2 Rapport entre les mobilités secondaires et principales pour les six UF T3/T4 (R2 à R7) avec lésions du complexe articulaire et des EP (DS) déterminées à 5 Nm

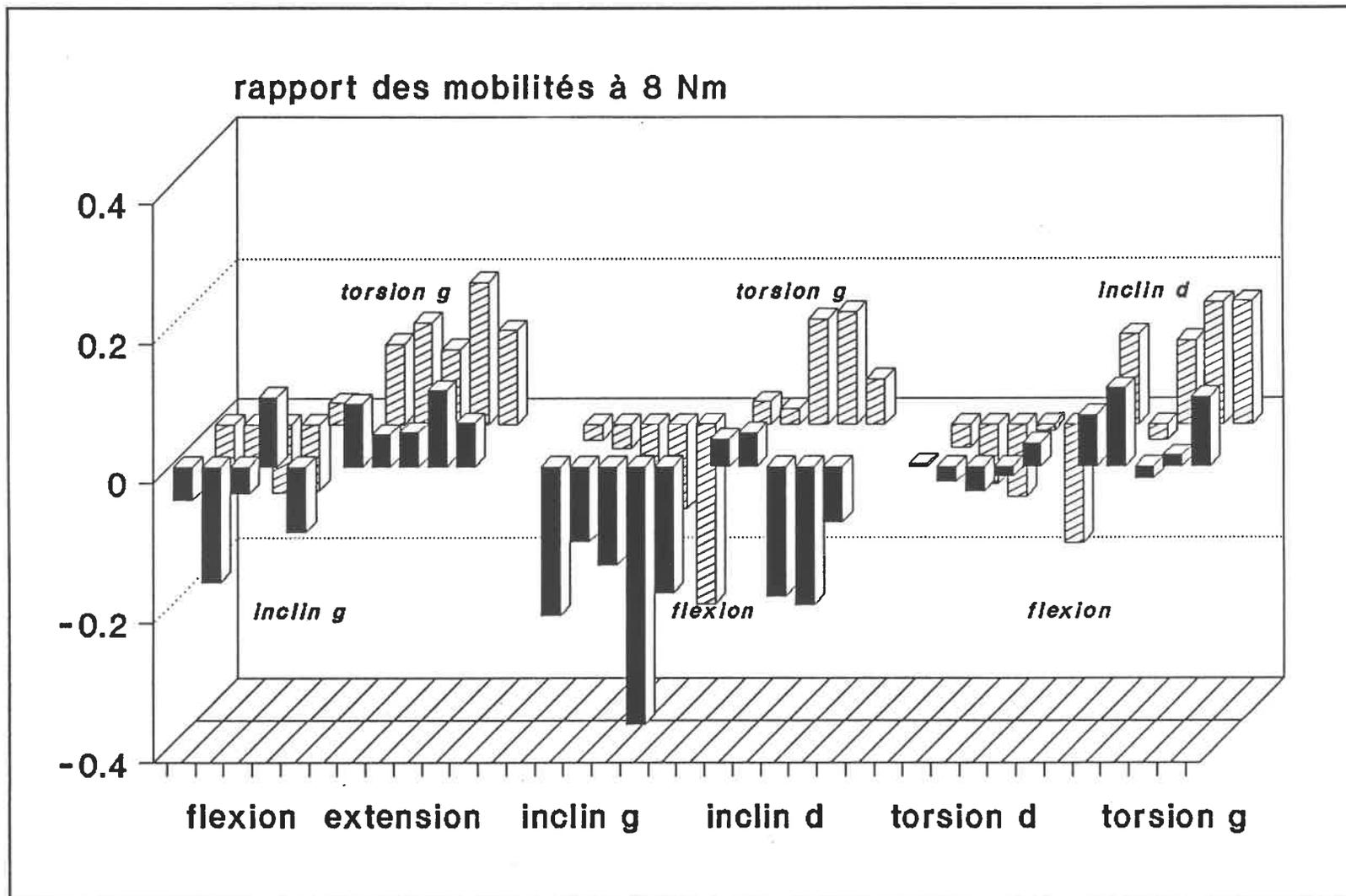


Figure D3 Rapport entre les mobilités secondaires et principales pour les cinq UF T7/T8 (R3 à R7) avec lésions du complexe articulaire (AC) déterminés à 8 Nm

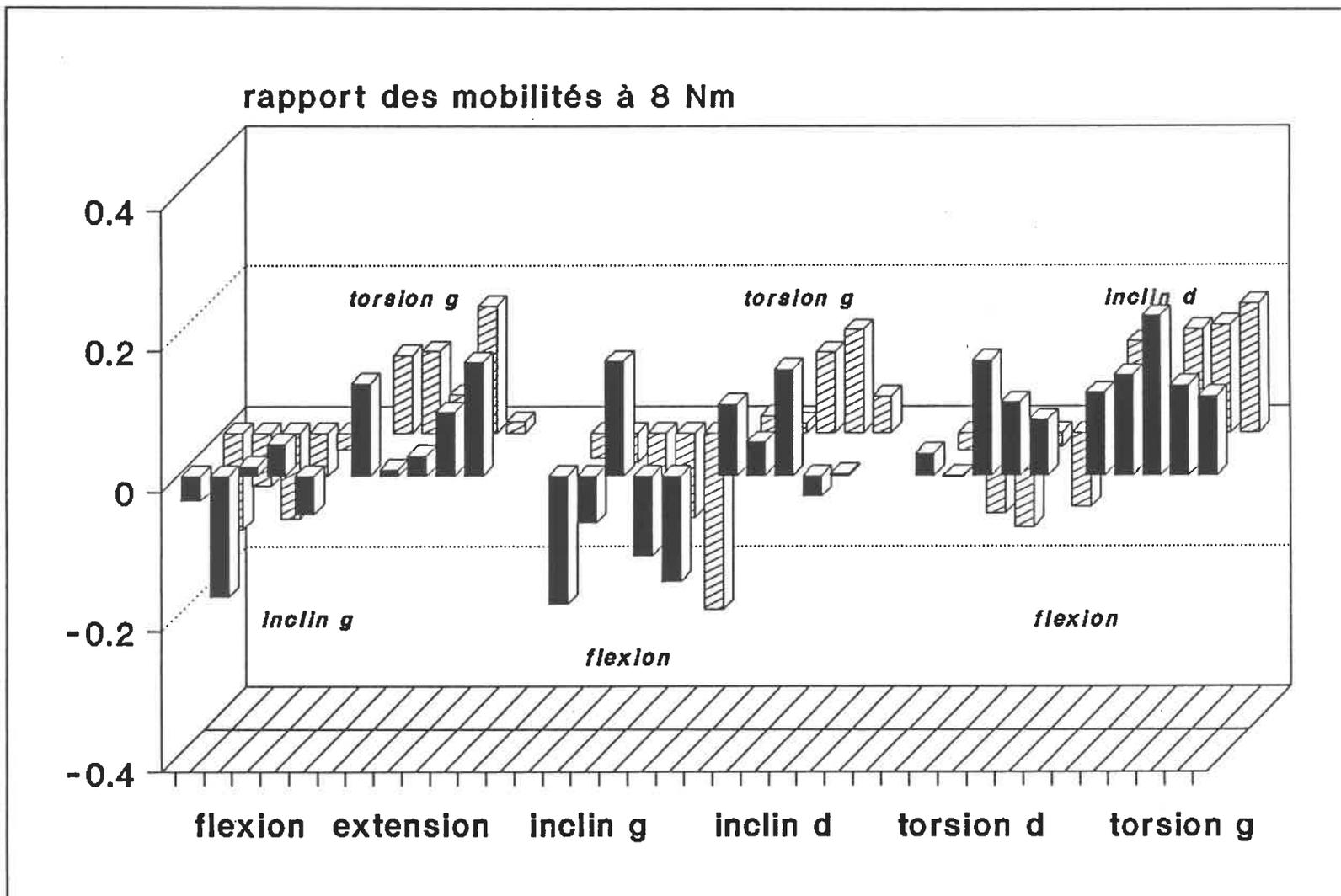


Figure D4 Rapport entre les mobilités secondaires et principales pour les cinq UF T7/T8 (R3 à R7) avec lésions du complexe articulaire (AC) déterminés à 8 Nm

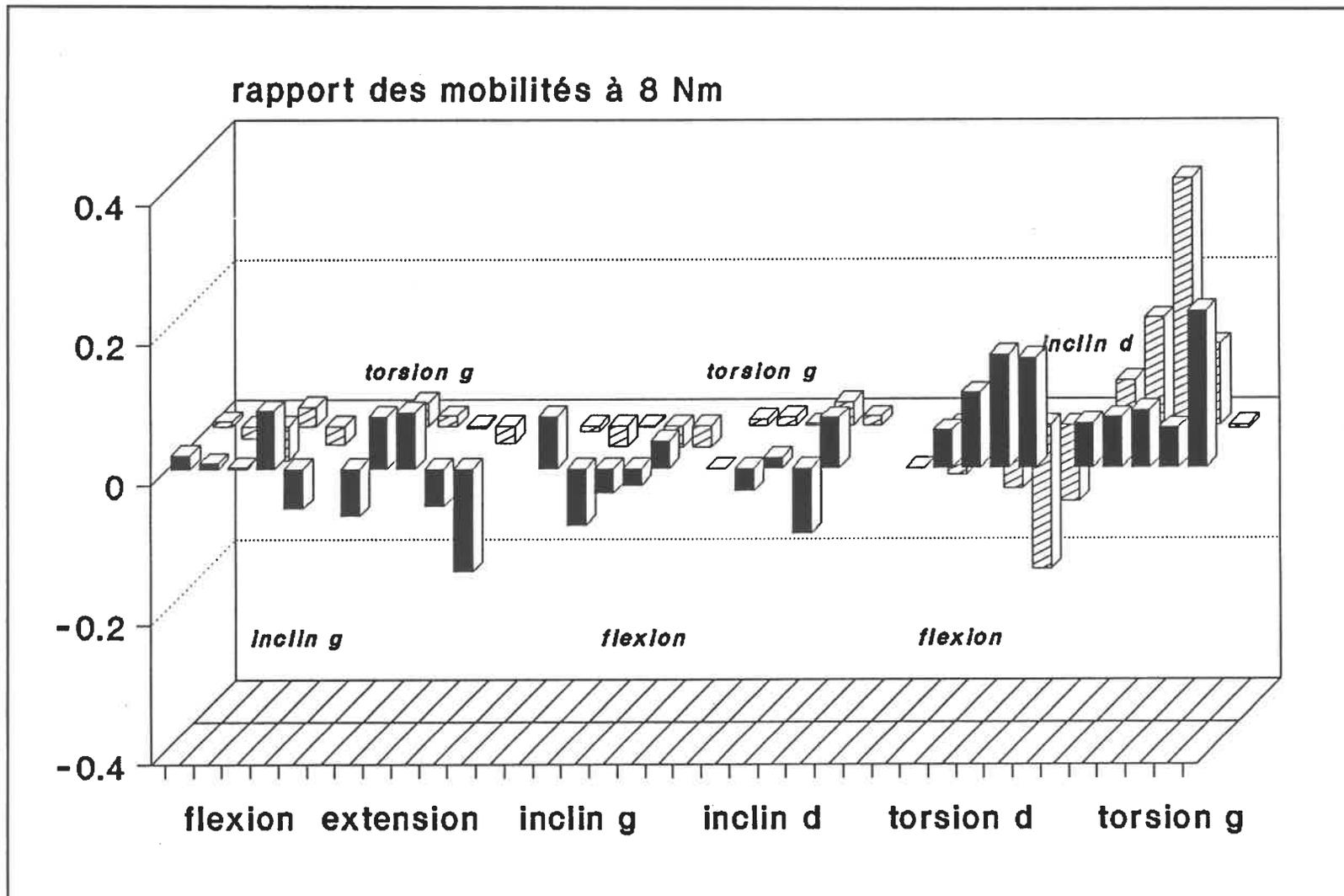


Figure D5 Rapport entre les mobilités secondaires et principales pour 5 UF T12/L1 (R3 à R6 et R8) avec lésions du complexe articulaire (AC) à 8 Nm (note: l'essai sur R1 n'y figure pas car le disque ne reposait pas dans un plan horizontal)

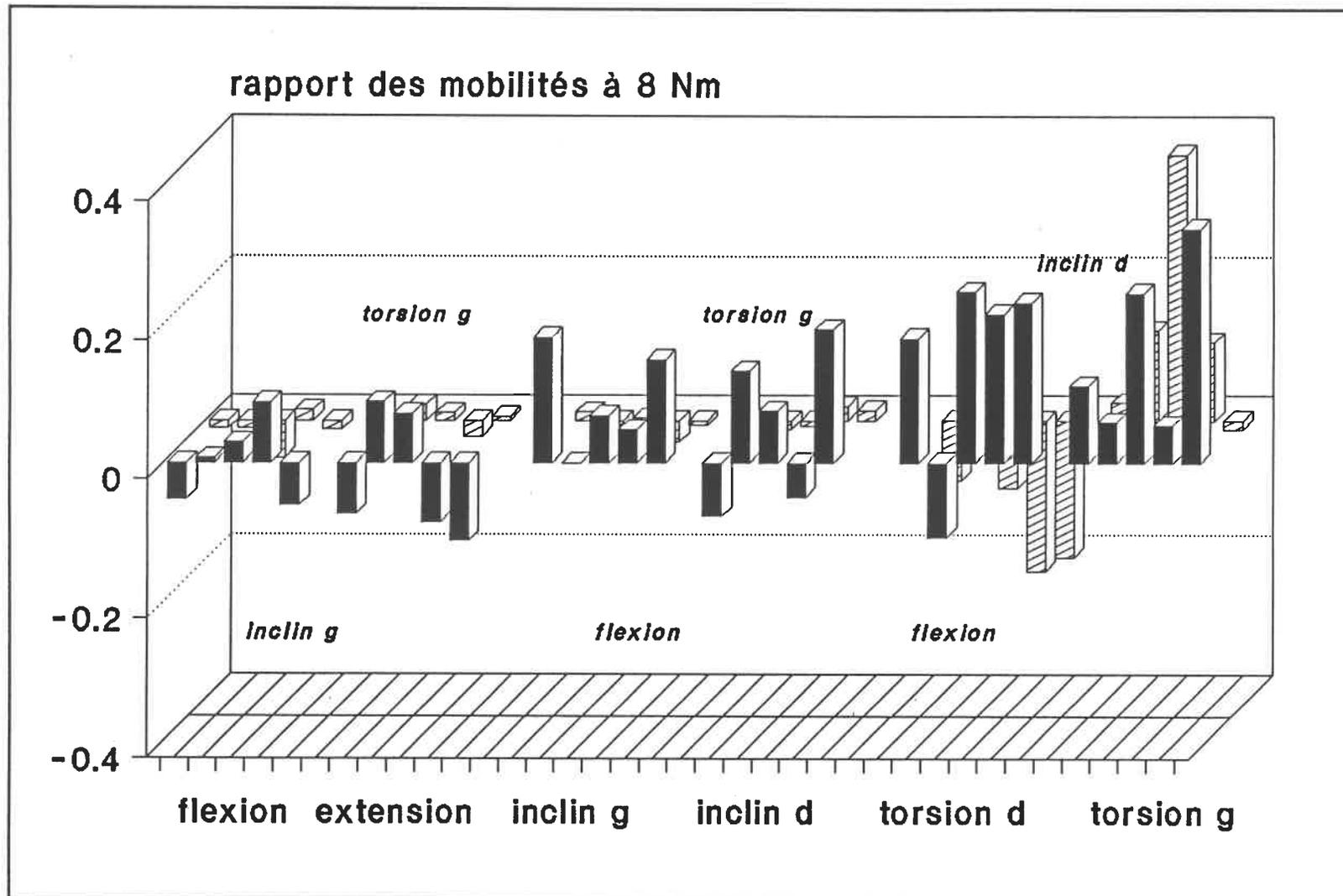


Figure D6 Rapport entre les mobilités secondaires et principales pour 5 UF T12/L1 (R3 à R6 et R8) avec lésions du CA et des EP (DS) à 8 Nm (note: l'essai sur R1 n'y figure pas car le disque ne reposait pas dans un plan horizontal)

ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL



3 9334 00228295 0