



HAL
open science

Étude fonctionnelle des ligaments du rachis cervical inférieur : description biomécanique des ligaments supra- et inter-épineux, du ligament jaune et des capsules articulaires, par une méthode expérimentale de sections successives au niveau de l'unité fonctionnelle rachidienne

Jérôme J. Tonetti

► **To cite this version:**

Jérôme J. Tonetti. Étude fonctionnelle des ligaments du rachis cervical inférieur : description biomécanique des ligaments supra- et inter-épineux, du ligament jaune et des capsules articulaires, par une méthode expérimentale de sections successives au niveau de l'unité fonctionnelle rachidienne. Médecine humaine et pathologie. 1994. dumas-01468539

HAL Id: dumas-01468539

<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-01468539>

Submitted on 15 Feb 2017

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

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



AVERTISSEMENT

Ce document est le fruit d'un long travail approuvé par le jury de soutenance et mis à disposition de l'ensemble de la communauté universitaire élargie.

Il n'a pas été réévalué depuis la date de soutenance.

Il est soumis à la propriété intellectuelle de l'auteur. Ceci implique une obligation de citation et de référencement lors de l'utilisation de ce document.

D'autre part, toute contrefaçon, plagiat, reproduction illicite encourt une poursuite pénale.

Contact au SID de Grenoble :
bump-theses@univ-grenoble-alpes.fr

LIENS

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 122. 4
Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 335.2- L 335.10

<http://www.cfcopies.com/juridique/droit-auteur>

<http://www.culture.gouv.fr/culture/infos-pratiques/droits/protection.htm>



115 015093 4

1er exemplaire

UNIVERSITE JOSEPH FOURIER
FACULTE DE MEDECINE DE GRENOBLE

ANNEE 1994

N° D'ORDRE: 5080

ETUDE FONCTIONNELLE DES LIGAMENTS DU RACHIS CERVICAL INFERIEUR

Description biomécanique des ligaments sus- et inter-épineux, du ligament jaune
et des capsules articulaires,
par une méthode expérimentale de sections successives
au niveau de l'unité fonctionnelle rachidienne

THESE

Présentée pour l'obtention du doctorat en médecine - Diplôme d'état

Jérôme TONETTI

[Données à caractère personnel]

Thèse soutenue publiquement le 25 Octobre 1994 à 18 heures
devant le jury composé de:

MM.	Ph. MERLOZ	Professeur, Université J. FOURIER-Grenoble	Président
	Cl. FAURE	Professeur, Université J. FOURIER-Grenoble	
	JP. CHIROSSEL	Professeur, Université J. FOURIER-Grenoble	
	D. SARAGAGLIA	Professeur, Université J. FOURIER-Grenoble	
	F. LAVASTE	Professeur, ENSAM - Paris	
Mme	W. SKALLI	Docteur, ENSAM - Paris	
	F. PICARD	Docteur, Université J. FOURIER-Grenoble	



UNIVERSITE JOSEPH FOURIER
FACULTE DE MEDECINE DE GRENOBLE

ANNEE 1994

N° D'ORDRE:

ETUDE FONCTIONNELLE DES LIGAMENTS DU
RACHIS CERVICAL INFERIEUR

Description biomécanique des ligaments sus- et inter-épineux, du ligament jaune
et des capsules articulaires,
par une méthode expérimentale de sections successives
au niveau de l'unité fonctionnelle rachidienne

THESE

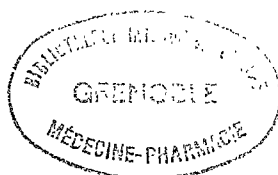
Présentée pour l'obtention du doctorat en médecine - Diplôme d'état

Jérôme TONETTI

[Données à caractère personnel]

Thèse soutenue publiquement le 25 Octobre 1994 à 18 heures
devant le jury composé de:

MM.	Ph. MERLOZ	Professeur, Université J. FOURIER-Grenoble	Président
	Cl. FAURE	Professeur, Université J. FOURIER-Grenoble	
	JP. CHIROSSEL	Professeur, Université J. FOURIER-Grenoble	
	D. SARAGAGLIA	Professeur, Université J. FOURIER-Grenoble	
	F. LAVASTE	Professeur, ENSAM - Paris	
Mme	W. SKALLI	Docteur, ENSAM - Paris	
M.	F. PICARD	Docteur, Université J. FOURIER-Grenoble	



UNIVERSITE JOSEPH FOURIER
FACULTE DE MEDECINE DE GRENOBLE

Domaine de la Merci 38700 LA TRONCHE

Doyen de la Faculté
 Assesseurs du Doyen

M. le Professeur J. FOURNET
 M. le Professeur J.J. SOTTO
 M. le Professeur J.L. DEBRU
 M. le Professeur A. HADJIAN

PROFESSEURS DES UNIVERSITES - PRATICIENS HOSPITALIERS

MM.					
AMBLARD	Pierre	Dermato. Vénérologie			
AMBROISE-THOMAS	Pierre	Parasitologie			
BACONNIER	Pierre	Biostatistiques et Informatique Méd.	HOSTEIN	Jean	Hépto-Gastro-Entérol.
BACHELOT	Yvan	Endocrinologie et Maladies Métaboliques	JUVIN	Robert	Rhumatologie
BARGE	Michel	Neurochirurgie	JALBERT	Pierre	Génétique.
BARRET	Luc	Médecine Légale	KOLODIE	Lucien	Hématologie et Transf.
BAUDAIN	Philippe	Radiologie et Imag. Méd.	LEBAS	François	Biophys. et Trait. de l'Image
BEANI	J.-Claude	Dermatologie, Vénérologie	LEBEAU	Jacques	Stomato. et Chir. Maxillo-faciale
BENABID	Alim-Louis	Biophys. et Trait. de l'image	LE NOC	Pierre	Bactér. Virol. Hygiène
BENSA	J. Claude	Immunologie	LETOUBLON	Christian	Chirurgie Générale
BERNARD	Pierre	Gynéco et Obstétrique	LEVERVE	Xavier	Thérapeutique
BESSARD	Germain	Pharma. Fondamentale	LUNARDI	Joël	Biochimie et Bio. Molécul
BLIN	Dominique	Chir. Thor. et Cardio Vascul.	MACHECOURT	Jacques	Cardio. et Mala. Vascu
BOLLA	Michel	Radiothérapie	MAGNE	Jean-Luc	Chir. Vasculaire
BOST	Michel	Pédiatrie	MAGNIN	Robert	Epidémiologie Economie de la santé et prévention
BOUCHARLAT	Jacques	Psychiatrie Adultes	MALLION	J. Michel	Méd. du Trav. et Risques Prof.
BRAMBILLA	Christian	Pneumologie	MASSOT	Christian	Médecine Interne
BRAMBILLA	Elisabeth	Anatomie et Cyto. Pathol.	MERLOZ	Philippe	Chir. Ortho. et Traumatolo
BRICHON	P. Yves	Chir. Thor. et Cardio. Vasc.	MIOREL	Françoise	Bioch. et Biol. Molécul
CARPENTIER	Patrick	Méd. Interne	MICOUD	Max	Maladies Infectieuses
CHAMBAZ	Edmond	Biologie Cellulaire	MOUILLON	Michel	Ophthalmologie
CHARACHON	Robert	O.R.L.	MOUTET	François	Chir. Plast. et Reconst. et Esthétique
CHIROSSSEL	J. Paul	Anatomie			
CINQUIN	Philippe	Biostatistique et Inf. Méd.	PARAMELLE	Bernard	Pneumologie
COLOMB	Maurice	Immunologie	PASQUIER	Basile	Anat. et Cyto. Patho.
COMET	Michel	Biophys. et Trait. de l'image	PELLAT	Jacques	Neurologie
CORDONNIER	Daniel	Néphrologie	PERRET	Jean	Neurologie
COULOMB	Max	Radiologie et Imagerie Méd.	PHELIP	Xavier	Rhumatologie
CROUZET	Guy	Radiologie et Imagerie Méd.	POLLAK	Pieere	Pharmacologie
DEBRU	Jean-Luc	Médecine Interne	RACINET	Claude	Gynécologie-Obstétrique
DE GAUDEMARIS	Régis	Méd. du Trav. et des risques professionnels.	RAMBAUD	Pierre	Pédiatrie
			RAMBEAUD	J. Jacques	Urologie
			RAPHAEL	Bernard	Stomato. et Chirurgie Maxillo-faciale
DELORMAS	Pierre	Pneumologie			
DEMONGEOT	Jacques	Biostatistique et Inf. Méd.			
DENIS	Bernard	Cardio. et Malad. Vascu.	REYT	Emile	O.R.L.
DUPRE	Alain	Chirurgie Générale	ROMANET	J. Paul	Ophthalmologie
DYON	J. François	Chirurgie Infantile	SARAGAGLIA	Dominique	Chir. Orthopédique et Traumatologique
ETERRADOSSI	Jacqueline	Physiologie			
FAGRET	Daniel	Bioph et Trait. Image	SARRAZIN	Roger	Chirurgie Générale
FAURE	Claude	Anatomie	SCHAERER	René	Cancérologie
FEUERSTEIN	Claude	Physiologie	SEIGNEURIN	Daniel	Histo. embryol. cytogénét. Reproduction
FOURNET	Jacques	Hépto-Gastro-Entéro.			
FRANCO	Alain	Méd. Interne	SEIGNEURIN	J. Marie	Bactério-Viro - Hygiène.
GAVEND	Michel	Pharma. Fondamentale	SELE	Bernard	Biologie du Développement et de la Reproduction
GIRARDET	Pierre	Anesthés. et Réa. Chir.			
GOULLIER	Andrée	Parasitologie et Mycologie	SOTTO	J. Jacques	Hématologie et Transfusion
GUIDICELLI	Henri	Chirurgie Vasculaire	STAHL	J. Paul	Maladies Infectieuses
GUIGNIER	Michel	Réanimation Médicale	STIEGLITZ	Paul	Anesthés. et Réa. Chir.
HADJIAN	Arthur	Biochimie et biol. Mol.	VIALTEL	Paul	Néphrologie
HALIMI	Serge	Nutrition	VIGNAIS	Pierre	Biochimie, Biol. Molécul.
HOLLARD	Daniel	Hématol. et Transf.	VROUSOS	Constantin	Radiothérapie

A mes parents

A mon père pour le plaisir de la vie et la découverte

A ma mère pour la confiance en l'avenir

A François, mon frère

A Anne, ma femme.

Aux amis de l'enfance jurassienne

Aux amis de l'internat

Aux amis de Guadeloupe.

A Monsieur le Professeur MERLOZ.

Vous nous faites l'honneur de présider ce jury de thèse, en tant que chirurgien du rachis et biomécanicien. Soyez assuré de notre profond respect.

A Monsieur le Professeur FAURE.

Pour votre gentillesse, votre accueil au laboratoire d'anatomie. Soyez assuré de notre profond respect.

A Monsieur le Professeur CHIROSSEL

Vous avez su nous communiquer la passion de la chirurgie rachidienne. Votre recul sur la vision de ce métier reste pour nous un exemple.

A Monsieur le Professeur SARAGAGLIA

Nous avons énormément bénéficié des semestres passés dans votre service. Soyez assuré de notre profond respect.

A Madame le Docteur SKALLI, à Monsieur le professeur LAVASTE

Vous nous avez accueilli au sein de votre laboratoire. Vos judicieuses critiques ont guidé ce travail. Nous vous remercions d'avoir accepté de siéger dans ce jury de thèse de médecine. Soyez assuré notre grande estime.

A Monsieur le Docteur PICARD

Tu me fait l'honneur de juger ce travail. J'ai apprécié l'ambiance chaleureuse du travail avec toi. Soit assuré de ma sincère amitié.

A mes maîtres durant l'internat:

Monsieur le Professeur R. SARRAZIN
Monsieur le Professeur Y. BOUCHET
Monsieur le Professeur Cl. FAURE
Monsieur le Professeur JP. CHIROSSEL
Monsieur le Professeur A. DUPRE
Monsieur le Professeur JF. DYON
Monsieur le Professeur D. SARAGAGLIA
Monsieur le Professeur Ph. MERLOZ
Monsieur le Professeur F. MOUTET
Monsieur le Professeur AL. BENABID
Monsieur le Docteur P. BOUCHET
Monsieur le Docteur HOLZAPFEL

A mes aînés:

Messieurs les Docteurs D. CARRERE-DEBAT
P. FRANCOIS
JF. ROUX
Ph. DELANNOY
A. MAGED
N. VANNIEUWENHUYSE
A. EID
S. PLAWESKI
JG. PASSAGIA
Y. TOURNE
JM. LEROY
D. GUINARD
F. PICARD
E. MONTBARBON

Remerciements particuliers à ceux qui ont contribué à la réalisation de ce travail:

Amadou DIOP et Nathalie MAUREL, pour leurs précieuses compétences biomécaniques expérimentales et théoriques,

Jochen KILCHERT, compagnon persévérant des sessions expérimentales, informaticien indispensable,

Patrice FRANCOIS, pour la présentation des résultats et les conseils pour l'analyse statistique,

Michel PEOCH qui m'a accueilli au laboratoire d'anatomie-pathologique,

L'école de manipulateur en électro-radiologie de Grenoble,

Gilles FARRUGIA des Laboratoires PROTEK

INTRODUCTION

I) MOTIVATION DE L'ETUDE

Le rachis cervical est l'un des organes de l'appareil locomoteur le plus mobile. Il permet 100° en flexion-extension (FE), 70° en inclinaison latérale (IL), 100° en torsion axiale (TA). Le rachis cervical inférieur (RCI) participe pour 70° à la FE, pour 15 à 35° à l'IL et pour 50° à la TA (16). Cette mobilité est due à la sommation étage par étage des déplacements dans l'unité fonctionnelle (UF) constituée de la vertèbre sus-jacente, du segment mobile rachidien [ligament longitudinal antérieur (LLA), disque intervertébral, ligament longitudinal postérieur (LLP), capsules articulaires postérieures (CA), ligament jaune ou ligament flavum (LF), ligament inter épineux (IE), ligament nuchal (LN)], et de la vertèbre sous-jacente.

Ce déplacement est guidé par les trois surfaces articulaires inter-vertébrales et leurs moyens d'unions. Sur le plan anatomique on décrit ventralement l'amphiarthrose inter-corporéale, avec les plateaux vertébraux sus- et sous-jacents, les uncus, le disque, le LLA, le LLP et dorsalement les arthrodiés facettaires droites et gauches, avec les surfaces planes zygapophysaires crâniales et caudales, les CA droites et gauches et leur renforcement. Les LF, IE et LN représentent des ligaments à distance de ces trois articulations.

Cette hypermobilité cervicale induit une pathologie essentiellement articulaire. La pathologie traumatologique est représentée à 75% par des lésions disco-ligamentaires et à 18% par des lésions mixtes associant des lésions discales ligamentaires et corporéales (5). La pathologie dégénérative est arthrosique, uncodiscarthrose et arthrose postérieure, sous l'effet des laxités pathologiques par faillite ligamentaire.

Nulle part ailleurs dans le rachis les ligaments contrôlant le mouvement relatif des pièces osseuses ont une telle importance. Il nous a donc paru intéressant d'étudier la physiologie articulaire et plus particulièrement ligamentaire du rachis cervical. Le diagnostic des lésions ligamentaires traumatiques ou dégénératives pourra bénéficier de la connaissance du rôle joué par chaque ligament. La conduite à tenir chirurgicale peut elle aussi se trouver enrichie. Elle peut être source d'instabilité lorsqu'elle lèse certaines structures lors de la voie d'abord. Inversement, il est inutile de préserver ou de réparer des structures sans fonction stabilisatrices.

II) LIMITES DE L'ETUDE

D'une part nous avons limité cette étude au rachis cervical inférieur (RCI) car cette région présente une unité topographique homogène, de C3 à C7, dans ses composantes anatomiques, et représente plus de 50% de la mobilité globale du rachis cervical (16). D'autre part nous nous sommes focalisé sur les articulations postérieures car seules di-artroses de l'unité fonctionnelle, elles sont le siège des déplacements les plus importants. Leur bon fonctionnement est tributaire de l'intégrité ligamentaire en harmonie avec la géométrie des surfaces articulaires.

III) BUT DE L'ETUDE

Cette étude doit permettre d'obtenir des résultats quantitatifs et qualitatifs sur le rôle des ligaments sus- et inter-épineux, du ligament jaune et des capsules articulaires du rachis cervical inférieur.

Nous tenterons de comprendre la stabilité de l'unité fonctionnelle lors de la flexion-extension, et du mouvement mixte en inclinaison latérale-torsion axiale dans une étude biomécanique expérimentale.

Dans un chapitre complémentaire nous nous sommes attachés à décrire les capsules articulaires postérieures sur le plan anatomique descriptif.

CINEMATIQUE

Nous allons dans ce chapitre, à partir de la littérature, décrire les mouvements de la colonne cervicale.

I) MOUVEMENT DE FLEXION-EXTENSION

A - DESCRIPTION DU MOUVEMENT

A partir de sa position de repos en lordose physiologique, le rachis cervical effectue un mouvement soit vers l'avant modifiant sa courbure en cyphose, c'est la flexion, soit vers l'arrière en hyper-lordose, c'est l'extension. La valeur physiologique au repos de la lordose cervicale (cf figure 1) est donnée par la flèche de courbure. Elle est mesurée entre la corde, tendue du sommet du processus odontoïde au bord postérieur du plateau inférieur de C7, et la concavité de la lordose en regard de C4: 8 à 11 mm (ARLET et LACOMME cité dans (49)).

La flexion de l'ensemble du rachis cervical est la sommation de mouvements élémentaires au niveau de chaque unité fonctionnelle (cf figure 1). Le corps vertébral sus-jacent bascule et glisse vers l'avant (44). Ce glissement d'un corps vertébral par rapport à l'autre produit un décalage en marches d'escalier de l'alignement des bords antérieurs. Les disques se déforment tendant à effacer leur cunéiformisation à base antérieure. Les facettes zygapophysaires glissent les unes par rapport aux autres découvrant la portion postérieure des facettes crânielles de la vertèbre sous-jacente. Elles aussi glissent et basculent les unes par rapport aux autres, car il se produit un baillement postérieur de l'interligne articulaire (38, 44). Les foramen intervertébraux s'agrandissent. Le mouvement est arrêté par la tension des ligaments.

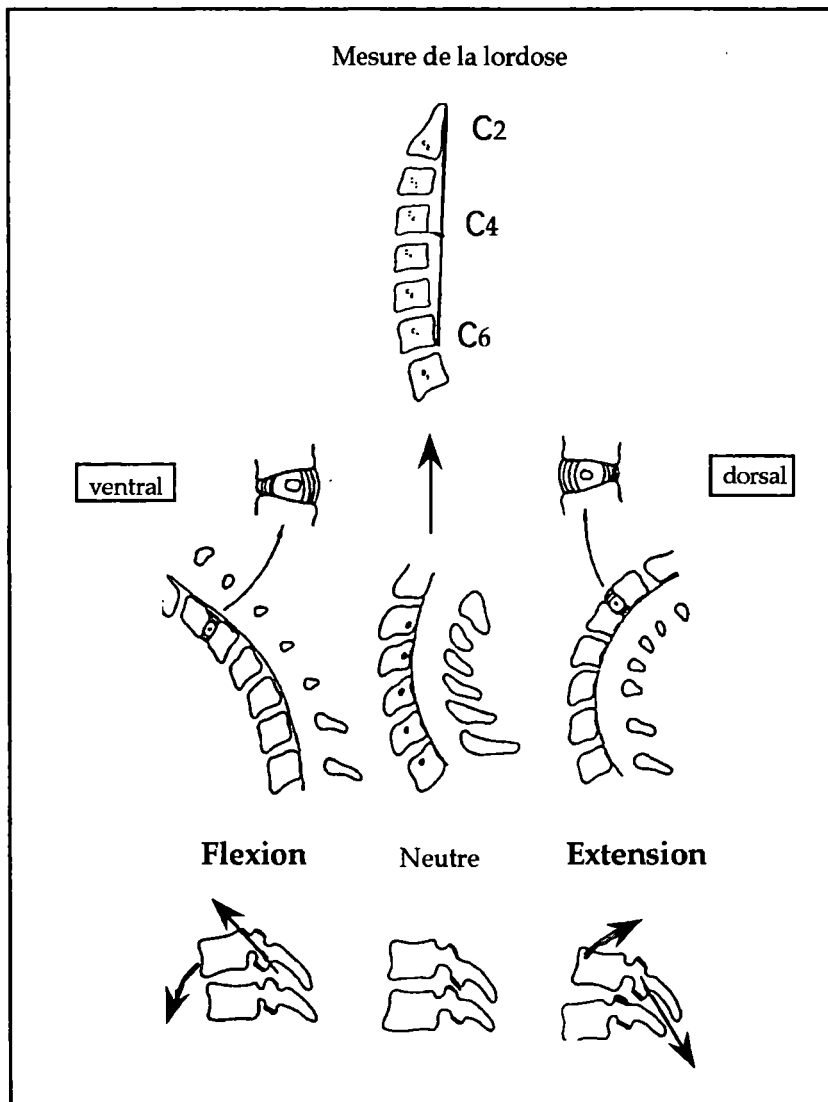


Figure 1: Lordose cervicale
Mouvement de flexion-extension.

L'extension est de même la sommation de mouvements élémentaires au niveau de chaque unité fonctionnelle (cf figure 1). Bascule plus glissement vers l'arrière du corps vertébral sus-jacent produisent un décalage des bords postérieurs des corps vertébraux, ouverture ventrale de l'espace inter-corporéal avec accentuation de l'aspect cunéiforme du disque, glissement vers l'arrière des facettes zygapophysaires crâniales sur leurs homologues caudales avec baillement antérieur de l'interligne articulaire, fermeture des foramen intervertébraux. Le mouvement est arrêté par la butée des processus épineux deux à deux.

La trajectoire en flexion-extension d'une vertèbre par rapport à sa sous-jacente peut-être ramenée à une rotation sagittale autour d'un axe transversal. L'étude de la position de cet axe, revient à déterminer le centre de rotation de la trajectoire d'un solide dans un plan. PENNING (71) a réalisé cette étude à partir de documents radiographiques (cf figure 2).

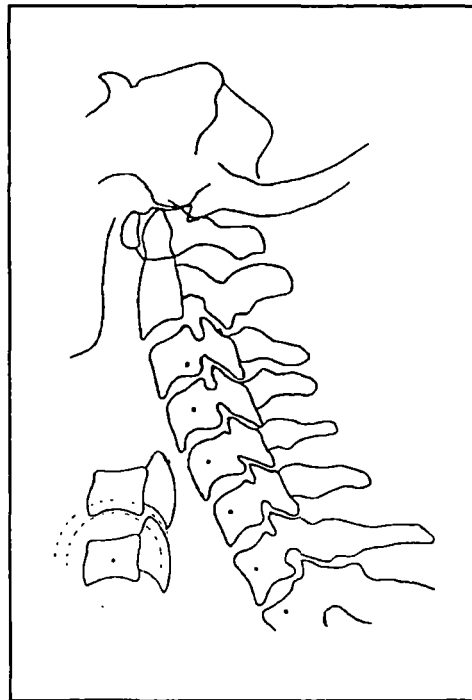


Figure 2: Diagramme de PENNING et centre de rotation.

Le centre de rotation est placé dans le corps vertébral sous-jacent. Nous notons que la position du centre de rotation de la flexion-extension est plutôt haute et antérieure dans la région cervicale basse et plutôt basse et postérieure dans la région cervicale haute. Pour PENNING (71) le déterminisme de cette position tient dans la situation surplombante des facettes articulaires crâniale par rapport au plan des plateaux vertébraux craniaux. MESTDAGH (49) a cherché sans succès une relation entre la position du centre de rotation et l'inclinaison des facettes articulaires. KAPANDJI (38) confirme l'absence de relation directe entre cette position et l'inclinaison des facettes articulaires d'une part et la géométrie du plateau vertébral caudal. La géométrie des surfaces articulaires ne suffit donc pas à déterminer la position du centre de rotation d'une vertèbre, les éléments ligamentaires et musculaires sont à prendre en compte.

Quant aux processus unciformes, ils joueraient un rôle de guide, tels des rails, pour le mouvement de flexion-extension (71).

B - AMPLITUDE DU MOUVEMENT DE FLEXION-EXTENSION

L'amplitude de ce mouvement est limitée en avant par le contact menton-sternum. La valeur angulaire de cette flexion-extension est variable dans la littérature, selon l'âge et d'une manière générale selon les individus. MESTDAGH (49) donne 76,5°, LYSELL (44) 64°, KOTTKE (41) 84°, FISCHER (16) 70°. Les valeurs respectives de la flexion et de l'extension sont données de manière parfois contradictoire dans la littérature. Certains auteurs (41, 44, 49) favorisent la flexion (48°, 40° et 44,5°) aux dépens de l'extension (36°, 24° et 32°), d'autres (16, 79) favorisent l'extension (59° et 53°) au dépens de la flexion (33° et 47°). Ces contradictions entre les auteurs montrent qu'il est difficile, méthodologiquement, de déterminer précisément l'amplitude globale de la flexion-extension et plus encore la position de repos qui sépare la flexion de l'extension. Nous ne donnerons dans cette étude que les amplitudes en flexion + extension.

Le mouvement de flexion-extension est dit, classiquement, harmonieux. Pourtant l'amplitude n'est pas équivalente au niveau de chaque unité fonctionnelle. MESTDAGH (49) fait en 1969 une revue de la littérature et mesure les amplitudes in vivo (méthode radiologique) des unités fonctionnelles (UF) du rachis cervical inférieur. Il classe les UF dans un ordre décroissant de mobilité en flexion-extension:

- C5-C6: la plus mobile, amplitude 19,5°,
- C4-C5: 2^{ème} position, amplitude 18,5°,
- C6-C7 puis C3-C4: 3^{ème} et 4^{ème} positions, amplitudes proches 16,5° et 15,5°,
- C2-C3: 5^{ème} position, amplitude 11°,
- C7-T1: 6^{ème} position, amplitude 8°.

LYSELL (44) fait des mesures sur des pièces cadavériques. Il trouve:

- C5-C6: la plus mobile, amplitude 14,5°,
- C6-C7 puis C4-C5: 2^{ème} et 3^{ème} positions, amplitudes proches 13,5° et 13°,
- C3-C4: 4^{ème} position, amplitude 10,5°,
- C7-T1: 5^{ème} position, amplitude 8°,
- C2-C3: 6^{ème} position, amplitude 4,9°.

MESTDAGH (49) a évalué le pourcentage de surface de la facette sous-jacente, découverte lors de la flexion :

- 53% pour la facette crâniale C6.
- 44% pour la facette crâniale de C7, 41% pour la facette crâniale C5,
- 27% pour la facette crâniale de C4, 24% pour la facette crâniale C3.

Nous pouvons donc conclure à l'existence d'une zone charnière C5-C6, hyper-mobile en flexion-extension.

Ces amplitudes sont indicatives. Les valeurs diffèrent selon les techniques de mesure utilisées par les différents auteurs. L'évolution dégénérative discale réduit ces amplitudes. L'instrumentation et les modifications post-traumatiques d'un segment fonctionnel induisent une augmentation de mobilité dans les segments adjacents. GOEL (24) montre que c'est le segment sus-jacent qui compense le plus une perte de mobilité segmentaire.

II) MOUVEMENT D'INCLINAISON LATÉRALE-TORSION AXIALE

A - DESCRIPTION DU MOUVEMENT

Le rachis cervical effectue des mouvements d'inclinaison latérale droite et gauche et de torsion axiale ("rotation") droite et gauche à partir d'une position de repos rectiligne dans le plan frontale. Pour TESTUT (83), la position de repos comporte une légère scoliose C3-T3 à convexité gauche. Par ailleurs nous avons constaté que l'alignement des processus épineux n'est pas toujours parfait, laissant envisager qu'un certain degré de torsion axial inter-vertébrale existe au repos.

Il n'existe pas de mouvement pur en inclinaison latérale ou en torsion axiale. Ce fait est constaté de longue date par FICK en 1904 (13) et WEBER (96) en 1827, cités par MESTDAGH (49), qui avaient remarqué l'excursion vers la convexité des processus épineux lors de l'inclinaison latérale du rachis. JIROUT (36) explique ce phénomène par un glissement différentiel des facettes articulaires droites et gauches. Le glissement vers l'avant de la facette caudale droite associé au glissement vers l'arrière de la facette caudale gauche produit une inclinaison latérale gauche et une torsion axiale (rotation) gauche. Ceci est confirmé plus récemment par FIELDING (14) et LYSELL (44). KAPANDJI (38) a analysé ce mouvement complexe comme une rotation autour de l'axe perpendiculaire au plan des facettes articulaires postérieures (cf figure 3). Un des buts de notre étude est de définir les facteurs ligamentaires de ce mouvement composé.

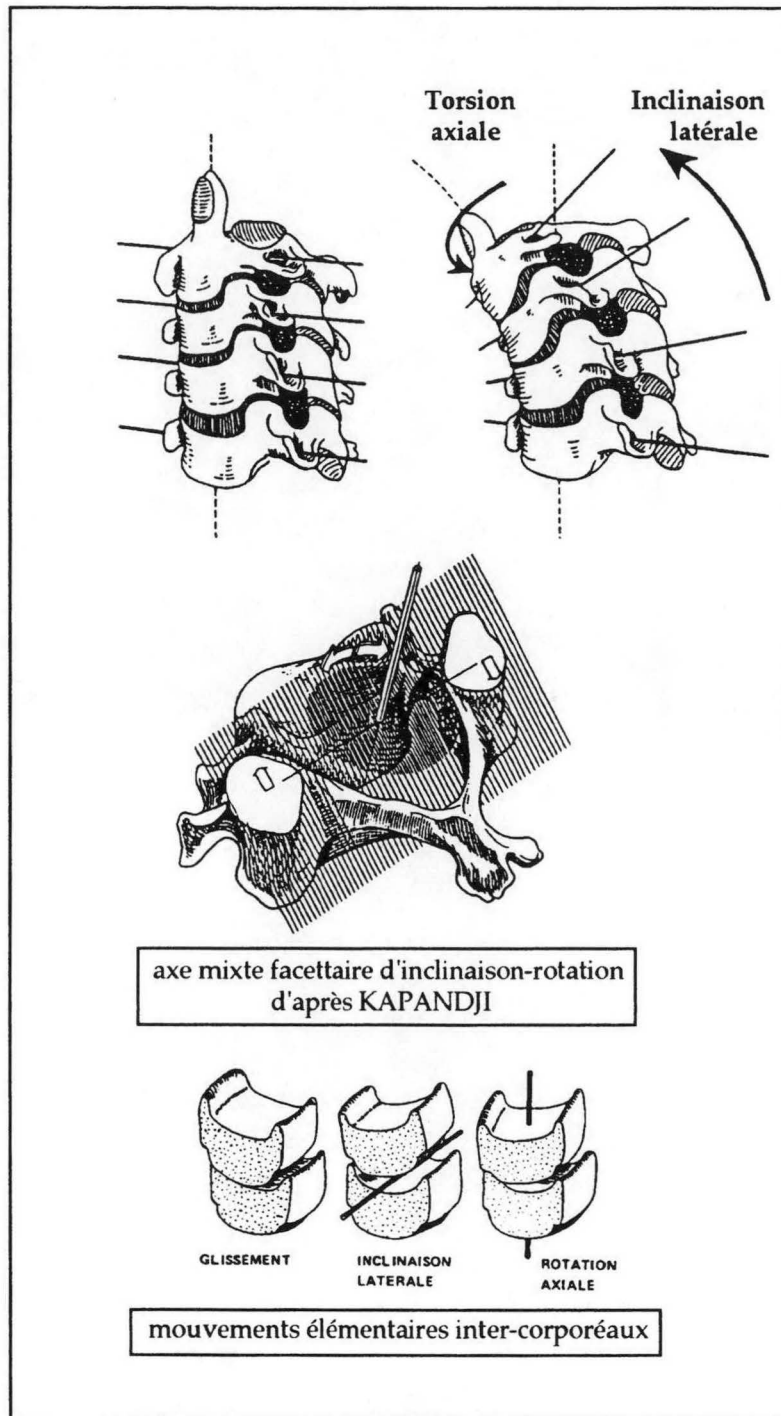


Figure 3: L'axe d'inclinaison-rotation de KAPANDJI

Cependant si toute inclinaison est associée à une rotation, comment se réalise cliniquement l'inclinaison latérale de la tête sur le tronc ? PENNING (71) explique ce phénomène par la compensation de l'inclinaison-rotation du rachis cervical inférieur par une contre-rotation atloïdo-axoïdienne.

Nous décomposons donc ce mouvement en deux mouvements élémentaires au niveau du rachis cervical inférieur.

1) Inclinaison latérale

Au niveau de chaque unité fonctionnelle se produit un baillement du disque du côté convexe, une compression-glissement dans les articulations unco-vertébrales jusqu'au contact osseux entre l'uncus et le corps vertébral sus-jacent. En arrière se produit le glissement différentiel entre les facettes articulaires: facette caudale de la sus-jacente vers le bas du côté concave, et inversement du côté convexe (cf figure 3). Ce mouvement sera d'amplitude modérée lorsque l'unité fonctionnelle est en flexion car le disque comprimé par la flexion présente peu d'élasticité. En extension il sera impossible du fait du verrouillage des articulations zygapophysaires (49). La position optimum pour l'inclinaison latérale est donc la position en flexion-extension neutre.

2) Torsion axiale

Dans l'unité fonctionnelle la torsion axiale produit une torsion du disque. Le corps vertébral sus-jacent pivote dans le périmètre limité par les uncus aux bords latéro-postérieurs du plateau sous-jacent (cf figure 3). La facette caudale de la sus-jacente se déplace vers le bas du côté de la rotation, et inversement du côté controlatéral. MESTDAGH (49) a montré que l'axe du mouvement pur de torsion axiale passe par le centre du plateau caudal de la vertèbre sus-jacente.

B - AMPLITUDE DU MOUVEMENT

1) Inclinaison latérale

L'amplitude globale en inclinaison droite + gauche du bloc C3-D1 est variable selon les auteurs: MESTDAGH (49) trouve radiologiquement 40°, LYSELL (44) sur pièce cadavérique trouve 49° (écart-type 14°). La torsion axiale couplée n'est donnée que par LYSELL, 28° (écart-type 8°).

Comme pour la flexion-extension l'amplitude en inclinaison latérale et en torsion axiale couplée n'est pas constante pour toutes les unités fonctionnelles du rachis cervical inférieur. Nous donnons les résultats de LYSELL. Il utilise une méthode de mesure in vitro sur des pièces cadavériques.

Il trouve:

- C3-C4: la plus mobile, amplitude 9,8°,
- C4-C5 et C5-C6: 2^{ème} position ex aequo, amplitude 9°,
- C6-C7: 4^{ème} position, amplitude 8,4°,
- C2-C3: 5^{ème} position, amplitude 7,9°,
- C7-T1: 6^{ème} position, amplitude 6,3°.

Il donne de plus les valeurs de la torsion axiale couplée:

- C3-C4: amplitude 6,8°,
- C4-C5: amplitude 6,1°,
- C2-C3: amplitude 6,1°,
- C5-C6: amplitude 4,7°,
- C6-C7: amplitude 3,4°,
- C7-T1: amplitude 2°.

Le rapport IL/TA couplée est faible en C2-C3 puis croît caudalement (1,47 en C2-C3 à 2,73 en C6-C7). Le couplage est donc plus important dans la partie haute du rachis cervical inférieur.

Il conclue à une plus grande mobilité en inclinaison latérale et en torsion axiale couplée pour les segments C3-C5.

2) Torsion axiale

L'amplitude globale du mouvement est, pour LYSELL, de 45° en torsion axiale (TA) et de 24° en inclinaison latérale (IL) couplée.

Les valeurs par unité fonctionnelle sont:

- C4-C5: TA 10,3°, IL couplée 5,7°
- C3-C4: TA 9,8°, IL couplée 6,8°
- C2-C3: TA 6°, IL couplée 5,4°
- C5-C6: TA 8°, IL couplée 4,5°
- C6-C7: TA 5,7°, IL couplée 3,7°,
- C7-D1: TA 4,7°, IL couplée 2°.

Le rapport TA/IL couplée est faible en C2-C3 puis croît caudalement (1,14 en C2-C3 à 1,94 en C6-C7). Le couplage est donc plus important dans la partie haute du rachis cervical inférieur.

On retrouve la même répartition segmentaire des amplitudes en torsion axiale qu'en inclinaison latérale. Les segments C3-C5 sont plus mobiles dans ces déplacements.

Le couplage est plus important pour l'unité C2-C3 puis diminue caudalement.

Il faut noter que les amplitudes d'inclinaison et de torsion vers la droite et vers la gauche sont globalement identiques. Toutefois les valeurs données par MESTDAGH (49) montrent régulièrement une différence d'environ 1 à 2° en faveur des déplacements à gauche. Néanmoins ceci n'est pas significatif.

ANATOMIE ET BIOMECHANIQUE
ANALYTIQUE

Le mouvement entre 2 pièces osseuses est fonction de la géométrie des surfaces en contact et des freins ligamentaires. Ce sont ces structures qui déterminent la trajectoire du mouvement.

Nous allons étudier sur le versant descriptif la géométrie des surfaces articulaires puis l'anatomie et les propriétés mécaniques des moyens d'union inter-vertébraux.

D) GEOMETRIE DE LA VERTEBRE INFLUENCANT LE MOUVEMENT

L'anatomie générale de la vertèbre cervicale inférieure type est bien connue. Elle se distingue de la vertèbre lombaire ou thoracique type par la forme du corps et ses processus unciformes, le pédicule court, les processus transversaires percés du trou transversaire, l'orientation des facettes articulaires, l'orientation des processus épineux et leur aspect bifide, le volume du canal médullaire.

A - GEOMETRIE DE L'ARTICULATION INTER-CORPOREALE

C'est un parallélépipède rectangle plus grand dans sa dimension transversale que dans sa hauteur ou dans sa profondeur.

Le plateau crânial est concave dans le plan frontal car bordé par les processus unciformes. Il est convexe dans le plan sagittal. A son bord ventral ce plateau est tronqué en biseau. La face médiale des processus unciformes porte les facettes semi-lunaires.

Le plateau caudal est convexe dans le plan frontal et concave dans le plan sagittal, avec latéralement deux surfaces pour les processus unciformes. Le bord ventral porte le rostre.

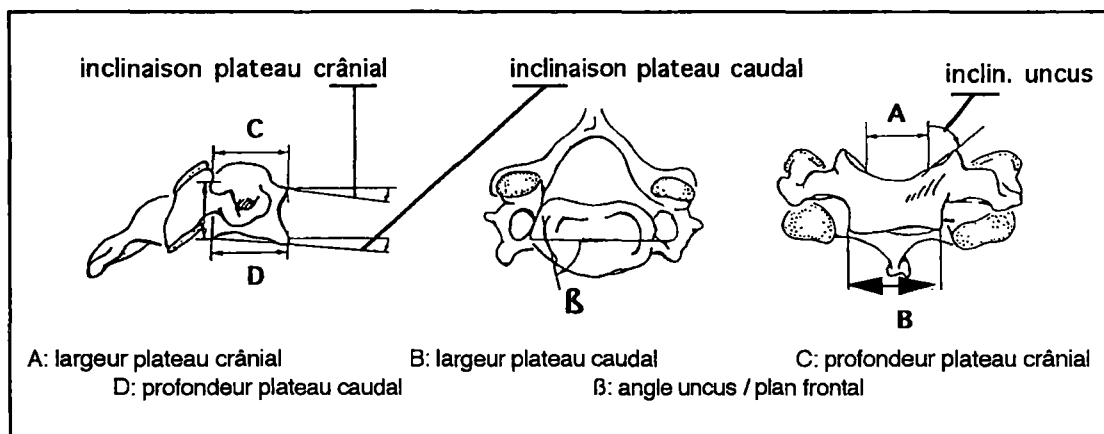


Figure 4: Dimensions variables des corps vertébraux.

Les dimensions du corps vertébral varient de C₃ à C₇. Plusieurs études ont dimensionné les vertèbres (64, 67, 45, 18, 19, 51, 49). Ces mesures sont faites à partir d'os sec, d'os frais, de radiographies et sont donc peu comparables. Nous ne donnons ici des valeurs qu'à titre indicatif (cf figure 4).

- le rapport largeur / profondeur du plateau crânial (A/C) augmente régulièrement de C₃ à C₇ (1,05 à 1,20) (67).

- le rapport largeur / profondeur du plateau caudal (B/D) reste relativement constant de C₂ à C₅ (1,12 à 1,08), puis croît jusqu'en C₇ (1,39) (67).

- la hauteur dorsale du corps reste relativement constante de C₃ à C₇ (extrême 10,9 mm à 12,8 mm) (67).

- l'inclinaison des plateaux par rapport au plan transversal varie de 2° à 5° pour le plateau crânial, de 2° à 4° pour le plateau caudal (67).

- la hauteur des processus unciformes augmente de C₃ à C₅ (3,7 à 4,4 mm), puis décroît de C₆ à C₇ (4,2 à 3 mm) (45, 51).

- l'orientation des processus unciformes par rapport au plan frontal, angle β (cf figures 4 et 5), augmente de C₄ à C₇ (76,2° à 115,6°) (67, 45).

- l'orientation des processus unciformes par rapport au plan sagittal, inclinaison des uncus (cf figure 4), reste relativement constante de C₃ à C₆ (entre 34,5° et 40,8°), en C₇ elle passe à 47,3° (67, 45).

B - GEOMETRIE DES ARTICULATIONS ZYGAPOPHYSAIRES

Le massif zygapophysaire supporte une facette crâniale et une facette caudale. Il est unit au corps en avant par un pédicule court. Il est en continuité en arrière avec la lame.

Les facettes crânielles sont concaves en tout sens (49). Elles sont ovales, plus hautes que larges en C₃ et C₄ et plus larges que hautes en C₆ et C₇. Elles sont rondes en C₅. Leur surface est relativement constante de C₃ à T₁₂ (80 à 114 mm²) (64). Leur orientation est donnée par l'angle disco-facettaire γ et par l'angle inter-facettaire α (cf figure 5). Nous constatons d'une part une "horizontalisation" des facettes de C₃ à C₅, puis une "verticalisation" de C₅ à C₇ et d'autre part une inversion de la "concavité" du plan bi-facettaire entre C₄ et C₅, vers l'arrière de C₂ à C₄, vers l'avant de C₅ à C₇.

Les facettes articulaires caudales sont légèrement convexes en tous sens. Elles suivent la même évolution segmentaire que les facettes crânielles sous-jacentes en ce qui concerne l'ovalité, la surface et l'orientation (64).

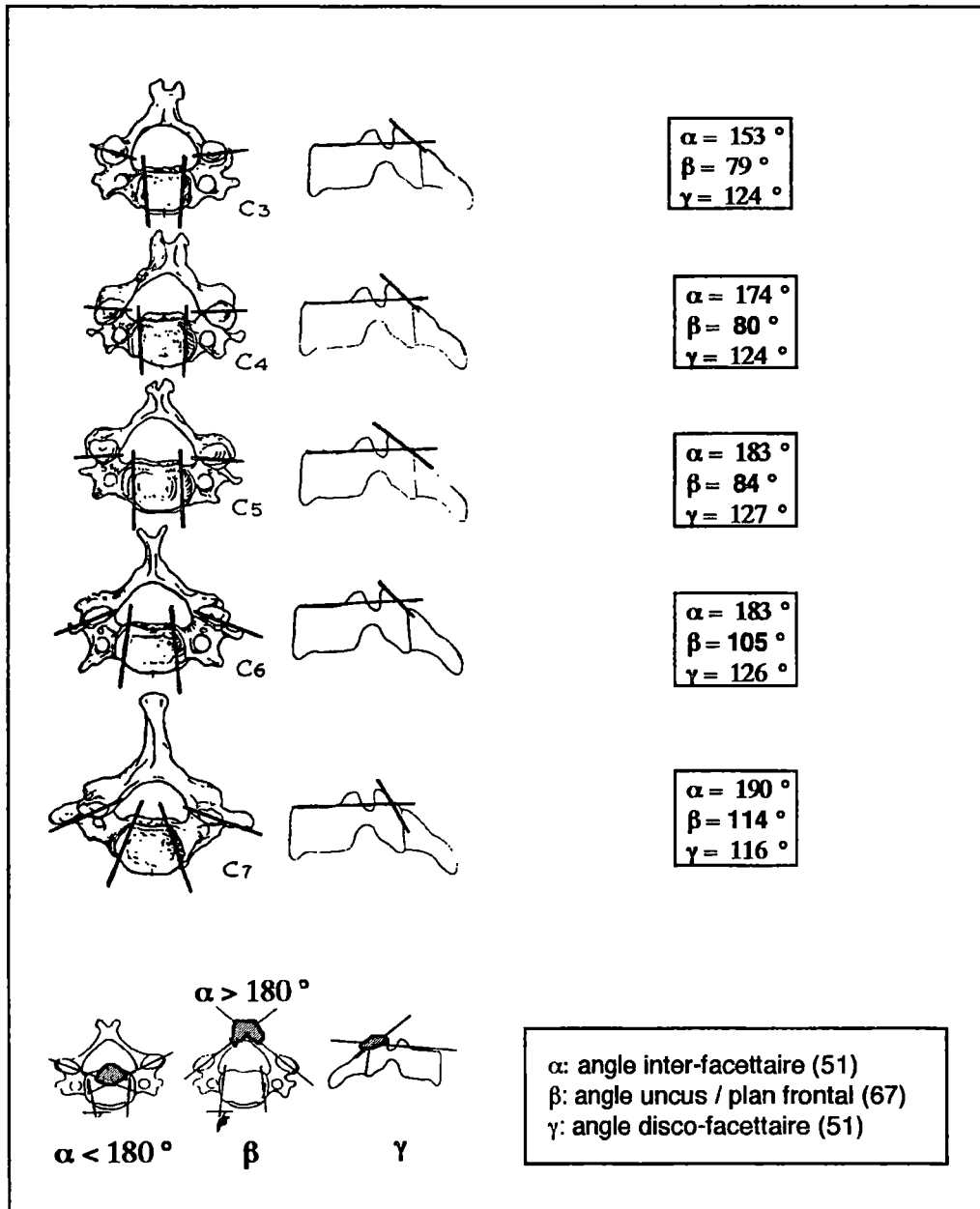


Figure 5: Orientation des facettes et des uncus à l'étage cervical
 [d'après MILNE (51) et PANDJABI (67)].

Il existe une asymétrie dans les angles disco-facettaires. MILNE constate une différence de plus de 10° entre les facettes droites et gauches en faveur d'une verticalisation des facettes gauches. Cette différence est significative aux niveaux C3 et C4. Cette observation est peut-être à rapporter à la description d'une scoliose physiologique à convexité gauche allant de C3 à T3 (83).

C -SYNTHESE

De cette description des surfaces articulaires inter-vertébrales, il se dessine un rachis cervical inférieur centré sur C5.

En C5, les surfaces facettaires crânielles sont rondes, peu verticalisées, parallèles dans une surface plane. La hauteur des processus unciformes est maximum. Les surfaces semi-lunaires se font face, parallèles au plan sagittal. Nous verrons qu'en C4-C5 et C5-C6 les disques sont les plus épais.

De C4 à C3, les surfaces facettaires crânielles se verticalisent, s'ovalisent à grand axe vertical. Leurs plans forment un angle inter-facettaire obtus vers l'arrière (angle $\alpha < 180^\circ$). Les facettes semi-lunaires regardent vers l'arrière. La hauteur des uncus décroît.

De C6 à C7, les surfaces facettaires crânielles se verticalisent, s'ovalisent à grand axe transversal. Leurs plans forment un angle inter-facettaire obtus vers l'avant (angle $\alpha > 180^\circ$). Les facettes semi-lunaires regardent vers l'avant et se verticalisent. La hauteur des uncus décroît.

Ces constatations anatomiques peuvent être confrontées aux propriétés cinématiques segmentaires. La conformation des uncus parallèles au plan sagittal de l'unité fonctionnelle C4-C5 (vertèbre C5) semble favoriser la flexion-extension. L'angle inter-facettaire obtus vers l'avant (angle $\alpha > 180^\circ$) des vertèbres C3 et C4 semble favoriser le couplage inclinaison latérale-torsion axiale (51). Nous pouvons aussi remarquer que la bissectrice de l'angle entre le plan tangent des uncus et le plan des facettes zygapophysaires reste centrée par le canal transversaire et son contenu, quelques soient les orientations de ces plans (cf figure 6).

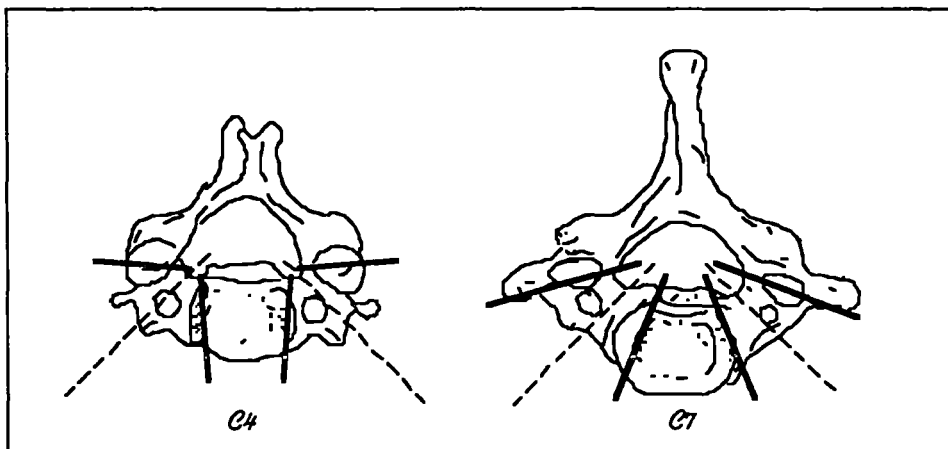


Figure 6: Canal transversaire
et orientation des uncus et des facettes zygapophysaires.

A - DESCRIPTION

La plupart des auteurs reconnaissent un rapport disco-corporel important au niveau cervical: 1/3 pour GILAD (21), 2/5 pour KAPANDJI (38). Cette hauteur relative est le témoin de la mobilité plus importante de la colonne cervicale par rapport aux autres segments rachidiens. La hauteur ventrale est plus importante que la hauteur dorsale. Ceci matérialise à l'échelle de l'unité fonctionnelle la lordose cervicale globale. C4-C5 et C5-C6 sont les niveaux les plus épais 5,6 et 5,7 mm d'après MESTDAGH (49). La surface de la section transversale du disque va croissante de C2-C3 à C7-D1 (55). Sa forme est elliptique (73).

Le disque inter-vertébral est une structure conjonctive avasculaire insérée sur le pourtour osseux des plateaux vertébraux sus- et sous-jacent et leur centre cartilagineux (95, 85). On distingue 2 parties: Un anneau fibreux (annulus fibrosus) qui délimite une chambre hydraulique, le nucléus pulposus.

L'annulus fibrosus est constitué de couches concentriques de fibres collagènes, orientées obliquement par rapport à l'axe crânio-caudal d'environ 65° (73). Cette obliquité est croisée d'une couche à l'autre, avec au maximum une différence d'inclinaison de 60° (74). D'après ZAKI (100), les fibres seraient plus horizontales dans la région antéro-latérale du disque cervical (85°), plus verticales dans le restant (30°).

Certain auteurs (85, 31, 38, 4, OROFINO) ont attiré l'attention sur les bords latéraux de l'anneau fibreux qui présentent, dès l'âge de 10 ans (85), des fissures en regard des processus semi-lunaires (ou uncus). Cet aspect a été décrit il y a plus de 100 ans par LUSCHKA. Pour de nombreux auteurs (LUSCHKA et TROLARD, cités par HIRSCH (31), HIRSCH (31), KAPANDJI (38), il existe de véritables diarthroses, dites unco-vertébrales, limitées latéralement par une capsule et médialement par le disque. Pour TONDURY (85), OROFINO (61) ce sont des fissures latérales qui apparaissent par cisaillement du disque dans le secteur de plus grande amplitude du mouvement de torsion inter-corporelle. TONDURY observe que ces fissures s'étendent chez l'adulte jusque dans la partie centrale du disque, le séparant transversalement (cf figure 7).

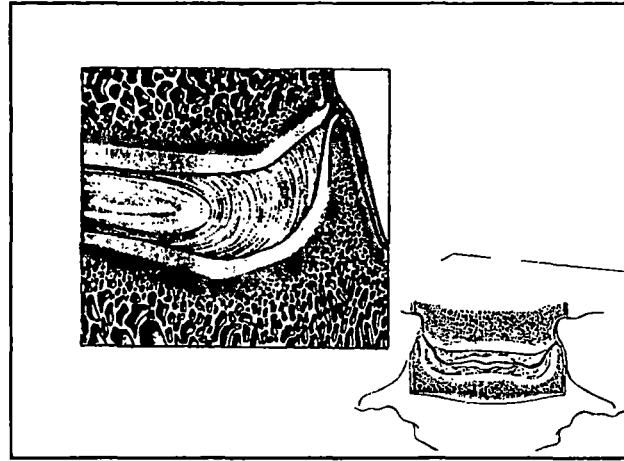


Figure 7: Disque inter-vertébral et zone articulaire unco-vertébrale en cartouche: fissure intra-discale complète de TONDURY.

La zone centrale du disque est un gel composé de 85% d'eau, de mucopolysaccharides, et de collagène fibrillaire non organisé (46). Cette substance est fortement hydrophile. Il n'y a pas de limite nette entre ce nucléus et l'annulus, mais un changement de densité fibrillaire avec des espaces extra-fibrillaires larges, retenant l'eau, dans le nucléus (35, 82). La position relative de cette zone dans le disque est à 3/10^{ème} du bord dorsal des plateaux et à 4/10^{ème} du bord ventral, occupant les 3/10^{ème} (38). La forme générale de cette chambre hydraulique est variable.

B - ROLE FONCTIONNEL

Le dispositif de fibres croisées de l'annulus rendrait le disque particulièrement résistant en torsion et en traction-compression (compression ventrale et traction dorsale lors de la flexion, traction ventrale et compression dorsale lors de l'extension), mais moindre en cisaillement (74). Aucune étude réalisée à ce jour sur le disque cervical ne vient confirmer cette hypothèse. Il faut se contenter soit d'études sur le disque lombaire (20, 89, 12) avec toutes les réserves qu'impose la différence de programme fonctionnel entre ces deux niveaux rachidiens, soit d'études globales effectuées sur des unités fonctionnelles réduites (UFR) cervicales (disque, vertèbres sus- et sous-jacentes, ligaments longitudinaux antérieur et postérieur) (55, 56). Néanmoins si le disque résiste moins bien en cisaillement, ce déplacement n'est pas un mouvement physiologique. Le cisaillement dorso-ventral est limité par les facettes articulaires dorsales, le

cisaillement ventro-dorsal est limité par le système ligamentaire (63, 68). Le cisaillement latéral est impossible, empêché par les uncus.

Les variations de pression dans la chambre inextensible que constitue le nucléus pulposus, ont été mesurées in-vivo (59). Au niveau cervical cette pression diminue lorsque le patient est couché, lorsque l'on applique une traction (à 10 daN \Rightarrow - 50%) et bien sûr lorsque le disque est détruit. Elle est maximum en flexion ou en extension, avec un point minimum en position neutre (28). La pression basale intra-discale rend compte de l'équilibre entre la tendance expansive du noyau hydrophile, et la rigidité de l'anneau fibreux et des moyens d'unions ligamentaires inter-vertébraux en général. Elle détermine le volume discal et donc la hauteur inter-corporéale, mais aussi la tension au repos des ligaments inter-vertébraux (annulus compris), appelée "pré-contrainte" (58, 33, 81). L'importance de la pré-contrainte est connue dans l'amélioration des performances ligamentaires (33). Le volume du noyau hydrophile peut diminuer par excès de charge, surmenage rachidien en fin de journée, voire dégénérescence. La hauteur discale diminue et les ligaments se détendent. Une laxité inter-vertébrale apparaît. Un autre effet néfaste de cet affaissement inter-corporéal ventral est le retentissement sur la congruence des facettes articulaires postérieures, avec apparition d'un bâillement dorsal inter-facettaire (38). L'augmentation du volume discale est possible lorsque cessent les sollicitations (repos couché). La hauteur discale augmente, restaurant l'efficacité ligamentaire. HIRSH (31) a étudié la cinétique des variations de volume du disque, et montré l'aspect exponentiel de la courbe hauteur discale/temps. Ceci suggère un mécanisme d'échange hydrique biologique.

III) LES LIGAMENTS DU RACHIS CERVICAL INFÉRIEUR

Nous allons passer en revue chaque ligament en donnant leur anatomie descriptive et, quand elles ont été étudiées, leurs propriétés mécaniques.

Mais auparavant nous rappelons le comportement d'un ligament.

A - PHYSIOLOGIE MECANIQUE D'UN LIGAMENT

1) Etude statique - courbe effort-déplacement

Le ligament est soumis à une charge en traction à vitesse constante. Le déplacement est mesuré. L'allongement (ou déplacement) Δl est mis en abscisse, la charge (effort) F en ordonnée (cf figure 8).

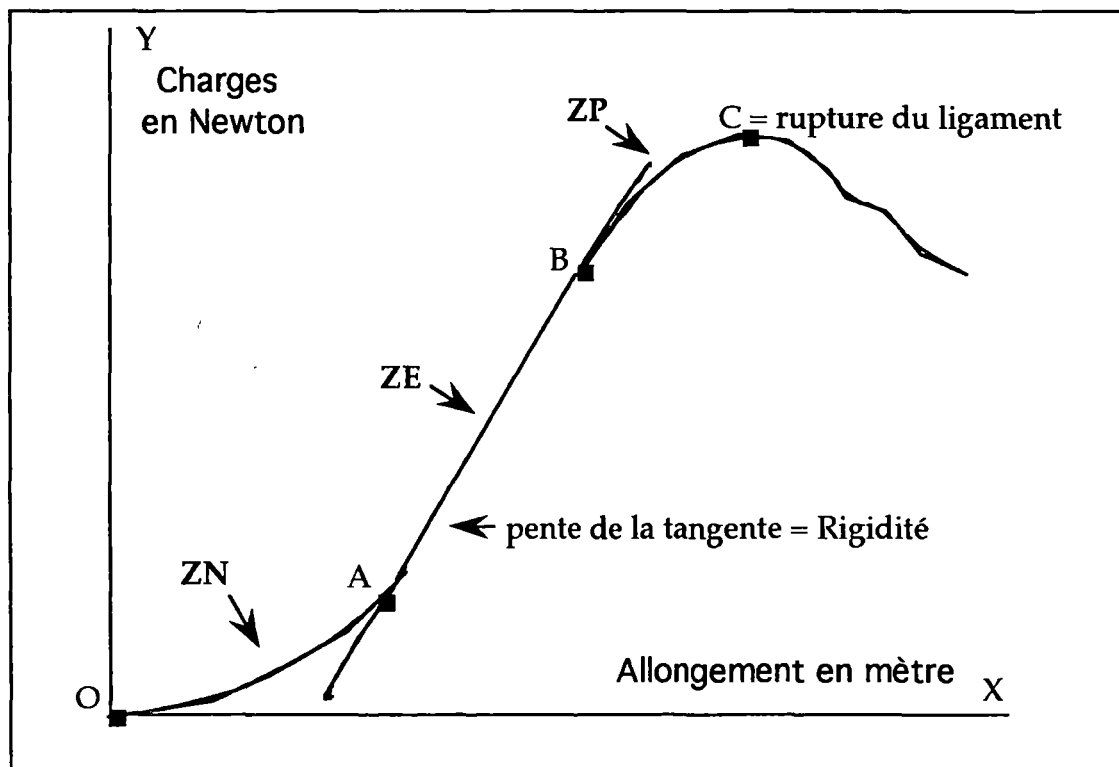


Figure 8: Aspect typique de la courbe effort-allongement.

L'analyse globale de la courbe montre un aspect non-linéaire, sigmoïde, commun à tous les matériaux biologiques mis en traction. Trois portions caractéristiques sont décrites:

-Portion OA. L'allongement croît plus vite que la charge. On a un allongement important pour des charges faibles. Cette portion peut être le

témoin de la mise en place du système de traction, mais on la retrouve dans toutes les études. Pour NACHEMSON (58) et CHAZAL (7), elle correspond à la "pré-contrainte" in situ du ligament. Pour se situer dans les conditions où il est "élastique", le ligament doit être préalablement étiré sous une certaine charge (Y_A), d'un certain allongement (X_A). PANJABI (69) remarque que dans cette zone le déplacement ne nécessite que peu d'action extérieure, donc d'effort musculaire. Il l'appelle cette portion zone neutre (ZN) du ligament.

-Portion AB. La relation charge-allongement est linéaire. C'est le comportement d'un matériau élastique. La pente de la tangente à cette portion de courbe représente la rigidité moyenne du ligament testé: K en Newton/Mètre ou en Newton.mètre/Degré. L'inverse de la rigidité représente la flexibilité. Nous l'appellerons zone élastique (ZE).

-Portion BC. L'allongement croît plus vite que la charge. Le ligament commence à se rompre, il se déforme. C'est la zone plastique. Le point C correspond à la rupture du ligament. On détermine alors une charge de rupture ou "résistance" du ligament, et un allongement maximum.

Si l'on connaît la section (S) du ligament on peut calculer la contrainte en traction: $F/S = \sigma$ (F la charge). Si l'on connaît la longueur initiale (l) du ligament on peut calculer la déformation linéique: $\Delta l/l = \epsilon$ (Δl le déplacement). On aura alors le module d'élasticité longitudinale, ou module de YOUNG: $E = \sigma/\epsilon$. Les valeurs de la section et de la longueur initiale sont peu fiables, car leurs mesures sont imprécises. C'est pourquoi nous ne donnerons que des valeurs d'effort et de déplacement. Cependant seules les contraintes et déformations peuvent permettre la comparaison de 2 études, car tenant compte des variations individuelles.

Peu d'auteurs ont étudié le comportement en traction des ligaments du rachis cervical inférieur. CHAZAL (7) a testé en traction un ligament longitudinal antérieur (LLA) C3-C4, et trois ligaments longitudinaux postérieurs (LLP) (1 C2-C3, 2 C7-T1). Il donne pour chacun l'effort, l'allongement, la contrainte et la déformation aux points A B et C. MYKLEBUST (57) a testé trois à cinq LLA, LLP, ligaments jaune (LF), capsules articulaires (CA), ligaments inter-épineux (IS) aux niveaux C2-C3, C3-C4, C4-C5, C5-C6 et C6-C7. Il donne pour chacun l'effort et la charge à la rupture (point C). YOGANANDAN (97) a testé 54 LLA et 54 LF au niveau cervical à 4 vitesses de chargement: 8,89 mm/s, 25 mm/s, 250 mm/s, 2500 mm/s. Il donne l'effort au point C, l'allongement au point C, la rigidité moyenne, l'énergie absorbée pendant le test (aire sous la courbe) du LLA et

du LF pour chaque vitesse. Nous citerons ces résultats par ligaments dans chaque paragraphe correspondant.

2) La "pré-contrainte" ligamentaire

Les ligaments présentent au repos un état de pré-tension auquel correspond un pré-allongement (58, 33, 81). Le volume discal impose une longueur au ligament (cf § disque inter-vertébral). C'est l'étirement minimum ou pré-étirement. Cet état maintient le ligament à la frontière supérieure de la zone OA de la courbe effort-déplacement (cf plus haut). Lorsque le ligament sera mis en tension (activé), il entrera plus vite dans la zone élastique AB, que s'il partait d'un état complètement relâché (O). Aucune quantification de ce pré-étirement n'a été effectuée au niveau cervical. Des valeurs sont données pour les LLA, LLP et LF au niveau lombaire (33, 58, 81).

3) Propriétés visco-élastiques

Ces ligaments comme tout matériau biologique présentent des propriétés visco-élastiques. Ainsi la vitesse de chargement, la durée de l'allongement et la répétition de cycles de chargement-déchargement influent sur les performances du ligament.

a) Vitesse de chargement

La charge de rupture et la rigidité augmentent avec la vitesse de chargement. Par contre l'allongement à la rupture reste inchangé quelque soit la vitesse (97, 33) (cf figure 9).

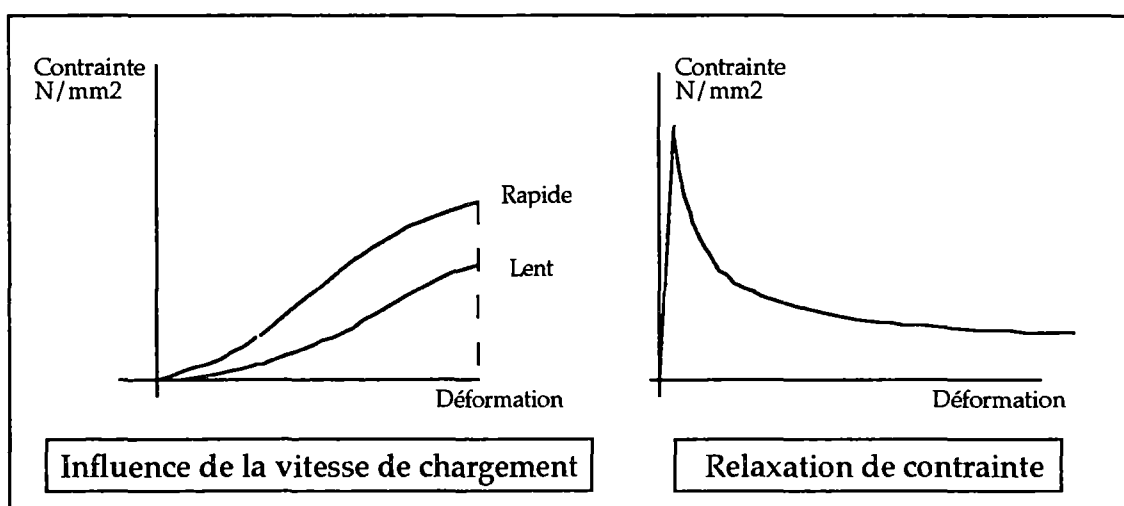


figure 9: Comportement visco-élastique. Influence de la durée et de la vitesse du chargement [d'après HUKINS (33)].

b) Durée de l'allongement

En maintenant un LLA à un allongement de 10% pendant 1 minute, HUKINS (33) constate une diminution progressive de la charge nécessaire pour entretenir cet allongement (cf figure 9). C'est la relaxation de contrainte .

c) Répétition de cycles de chargement-déchargement

-Lors du premier cycle (cf figure 10):

La courbe de déchargement ne se superpose pas à celle de chargement. Le ligament ne se raccourcit pas aussi vite que la charge décroît. C'est l'hystérésis.

De plus, le comportement est différent selon l'effort appliqué. Si l'effort reste dans la zone OA, lorsque l'on relâche, le ligament retrouve sa longueur initiale. Si l'effort amène le ligament dans la zone AB élastique, lorsque l'on supprime l'effort, le ligament ne retrouve pas sa longueur initiale. Il trouve une valeur d'allongement dite de pré-étirement. Pour les cycles suivants, le ligament sera d'emblée dans la zone AB. Ceci explique le pré-allongement physiologique constaté par certains auteurs (cf § "Pré-contrainte")

-Lors des cycles suivants (cf figure 10):

Lors du quatrième cycle dans la zone AB, après 15 minutes (1 cycle toutes les 5 minutes), les 2 courbes (chargement, déchargement) se superposent. Le ligament retourne à sa valeur de pré-étirement. Son comportement est élastique, il est "activé". Ce phénomène cesse après 2 heures de test.

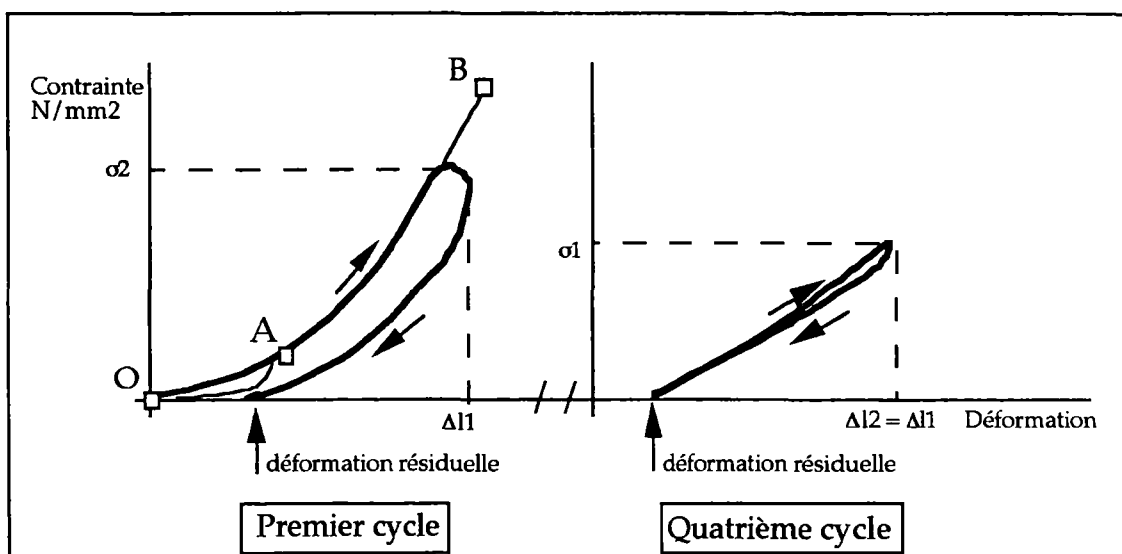


Figure 10: Comportement visco-élastique lors de cycles répétitifs de chargement-déchargement [d'après HUKINS (33)].

Ces propriétés visco-élastiques sont mises à profit empiriquement par les sportifs lors de leur échauffement. La répétition des exercices permet "d'activer" le système ligamentaire. Les mouvements doivent être effectués lentement pour obtenir un étirement maximum au prix d'un effort musculaire modéré. Nous voyons dans la physiopathologie des traumatismes une autre implication de ces propriétés. Des mouvements de grande amplitude surviennent violemment sur un système ligamentaire non activé. Le déplacement imposé produit des efforts importants atteignant les charges de rupture qui créent les lésions.

B - DESCRIPTION ET PROPRIETES DE CHAQUE LIGAMENT

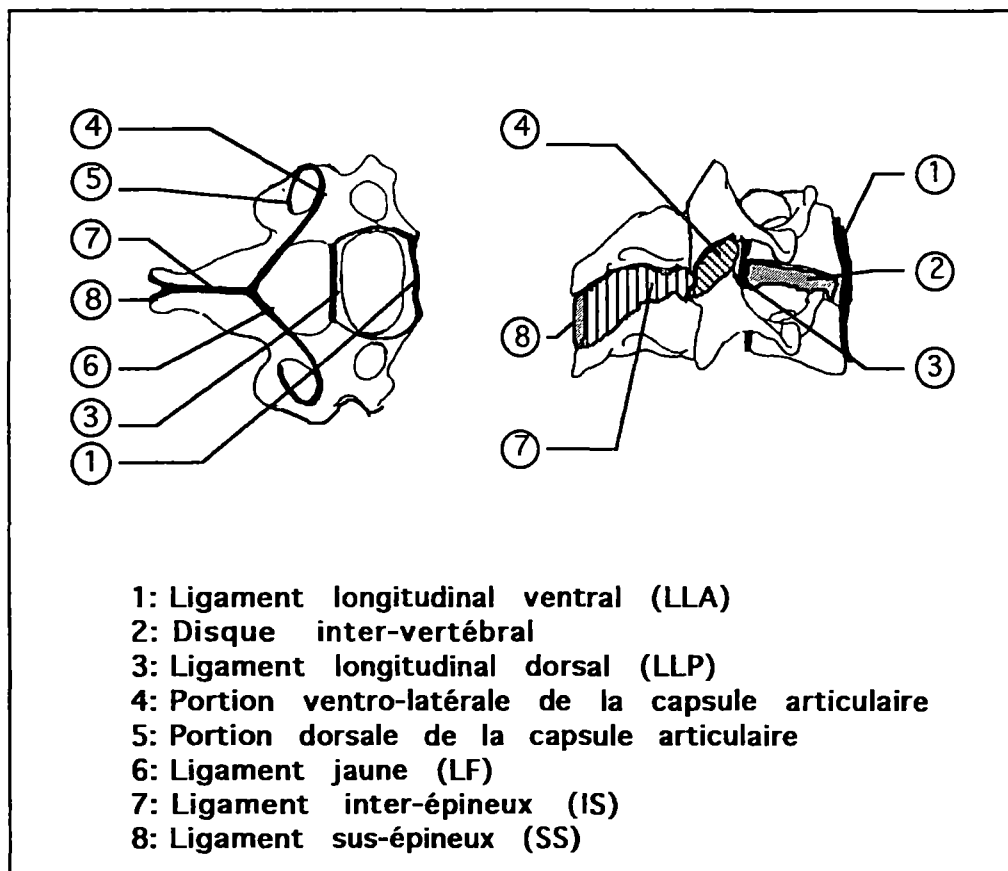


Figure 11: Vue d'ensemble d'une unité fonctionnelle cervicale.

1) Le ligament longitudinal antérieur (ou ligament longitudinal ventral) : LLA

Il est tendu longitudinalement de la face exo-cranienne basilaire de l'os occipital à la face ventrale de la 1^{ère} pièce sacrée, en avant de la colonne disco-corporéale. On lui reconnaît 3 bandes:

- une bande médiale, épaisse. Sa largeur est globalement uniforme au niveau cervical bas (7,3 à 7,8 mm selon PANJABI 66). CHAZAL (6), PANJABI (66), observent des fibres courtes d'un disque à l'autre et des fibres longues pontant jusqu'à 3 étages.

- deux bandes latérales minces sous les muscles long du cou (longus colli). Leurs limites latérales sont floues, en continuité avec le périoste, fusionnée avec les expansions du LLP-profond dans la région du foramen inter-vertébral (cf figure 12) (29).

Le LLA est fortement adhérent à la face ventrale du disque avec qui il échange des fibres, mais aussi aux bords ventraux des plateaux vertébraux adjacents.

Ses propriétés mécaniques en traction sont:

-charge de rupture:

CHAZAL (7): 140 N à 0,017 mm/sec

MYKLEBUST (57): 113,2 à 10 mm/sec

YOGANANDAN (97): 120,6 N à 8,89 mm/sec

-allongement à la rupture:

CHAZAL (7): 2,4 mm à 0,017 mm/sec

MYKLEBUST (57): 6 mm à 10 mm/sec

YOGANANDAN (97): 7,5 mm à 8,89 mm/sec

-Pré-déformation in situ au niveau lombaire:

HUKINS (33): 3% +/- 0,004

TKACZUK (81): 10% +/- 0,04

2) Ligament longitudinal postérieur (ou ligament longitudinal dorsal): LLP

Il est tendu longitudinalement de la face endo-crânienne basilaire de l'os occipital à la face dorsale du coccyx, en arrière de la colonne disco-corporéale. Il a un aspect festonné transversalement, étroit en regard du corps vertébral, large en regard du disque. On lui reconnaît 2 faisceaux:

• Le faisceau profond est tendu d'un disque adjacent à l'autre d'une même vertèbre. Son insertion est étroite sur le disque crânial et le bord postérieur du plateau crânial, son insertion caudale est large sur le disque caudal et le bord postérieur du plateau caudal. Il longe la face dorsale du corps vertébral, laissant passage au réseau veineux issue du trou émissaire. Sa largeur est maximum en C4-C5 (L = 8,9 mm) d'après PANDJABI (66), pour diminuer caudalement et à l'étage thoracique (37, 6). Les limites latérales de ce faisceau sont floues. La plupart des auteurs notent au niveau de l'insertion crâniale des expansions ventro-latérales sur le disque et le pédicule de la vertèbre, et au niveau de l'insertion caudale des expansions vers l'avant pour la face latérale du disque et le foramen intervertébral. JACKSON [cité par HAYASHI (29)] décrit la capsule latérale des articulations unco-vertébrales comme étant une expansion du LLP-profond. HAYASHI (29), enfin, ne trouve pas de limite entre les fibres du LLA et ce faisceau profond. Il conclut à un manchonnage de la colonne disco-corporéale par le LLA et le LLP-profond.

• Le faisceau superficiel longe, lui, plusieurs étages. Il adhère au faisceau profond par une bande médiane. Latéralement il se continue en une membrane épidurale qui enveloppe la dure-mère, les racines nerveuses et les artères vertébrales (29) (Cf figure 12). Cet aspect en double feuillet est bien visible sur les coupes IRM longitudinales.

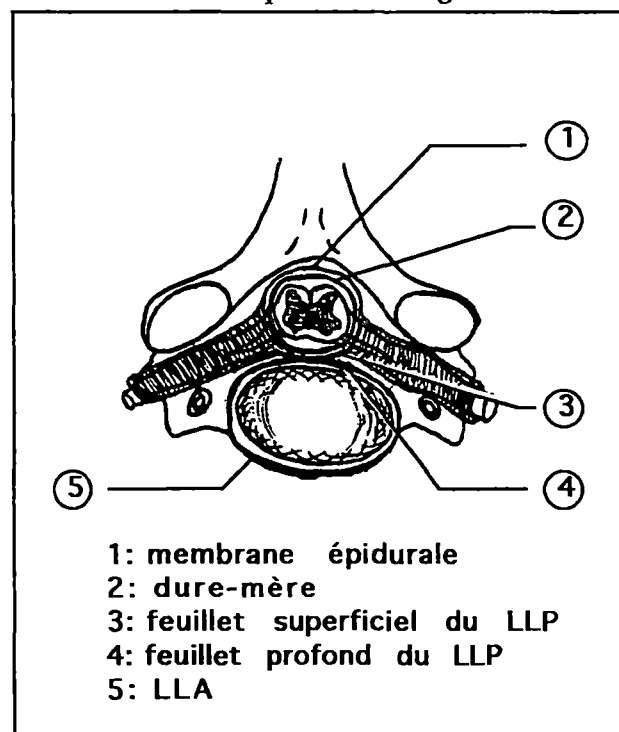


Figure 12: Les ligaments longitudinaux du rachis cervical.

Connexion LLP superficiel et membrane épidurale
 Connexion LLP profond et LLA [d'après HAYASHI (29)].

Ses propriétés mécaniques sont:

-charge de rupture:

CHAZAL (7): 185 N à 0,017 mm/sec

MYKLEBUST (57): 80 N à 10 mm/sec

-allongement à la rupture:

CHAZAL (7): 2,3 mm à 0,017 mm/sec

MYKLEBUST (57): 6 mm à 10 mm/sec

-Pré-déformation in situ au niveau lombaire:

HUKINS (33): 10% +/- 0,006

TKACZUK (81): 13% +/- 0,05

3) les capsules articulaires: CA

Peu de descriptions au niveau cervical ont été faite des capsules articulaires, comme si ces structures étaient jugées quantité négligeable. Pourtant les tests effectués par PANJABI (63) et (68), MYKLEBUST (57), ZDEBLICK (101), LAVASTE (43) au niveau lombaire et le présent travail biomécanique au niveau cervical montrent leur importance dans le contrôle de la flexion et de la rotation-inclinaison. Nous avons analysé plus loin la bibliographie anatomique (§ Etude anatomique). Cette dernière étant très peu documentée, nous avons examiné ces capsules articulaires dans une étude histologique personnelle. Nous l'exposons dans le chapitre suivant.

Seule étude analytique mécanique, celle de MYKLEBUST (57) donne:

-charge de rupture: 205,2 N à 10 mm/sec

-allongement à la rupture: 9,1 mm à 10 mm/sec

4) Le ligament jaune (ou ligament flavum): LF

Il est unique à chaque étage (7, 75) car il n'est pas possible de trouver une discontinuité de ses fibres sur la ligne médiane. A l'étage cervical il est de forme rectangulaire dans l'espace inter-lamaire de C2-C3 à C6-C7. Nous développerons plus loin son anatomie et ses connections avec la partie ventrale de la capsule (§ Etude anatomique).

Ses propriétés mécaniques en traction sont:

-charge de rupture:

MYKLEBUST (57): 93,2 N à 10 mm/sec

YOGANANDAN (97): 130,6 N à 8,89 mm/sec

-allongement à la rupture:

MYKLEBUST (57): 7,6 mm à 10 mm/sec

YOGANANDAN (97): 7,5 mm à 8,89 mm/sec

-Pré-déformation in situ au niveau lombaire:

HUKINS (33): 18% +/- 0,02

NACHEMSON (58): 11% +/- 0,06 (de sa longueur) avec un état de pré-tension moyen de 9,6 N

C'est le ligament qui présente le moins d'hystérésis lors du premier cycle. Il est "élastique" d'emblée. Cette particularité lui est conférée par sa haute densité en fibres élastiques et son haut niveau de pré-étirement.

5) Le ligament inter- et supra-épineux : IS et SS

Pour CHAZAL (6), HUKINS (33) et RISSANEN (77), au niveau lombaire, ils sont indissociables et doivent être étudiés ensemble. Au niveau cervical haut leur présence est irrégulière.

a) Ligament inter-épineux

Constitué de fibres obliques vers le bas et l'arrière, il unit les processus épineux. Il reçoit les fibres ventrales du ligament supra-épineux (27, 37, 77) et quelques fibres élastiques médianes du ligament jaune (75). Il est difficile à trouver en dissection car mince et recouvert par les muscles inter-épineux (interspinalis cervicis). Quand le ligament est présent HALLIDAY (27) ne note pas d'adhérences musculaires. Il est rencontré irrégulièrement dans la partie haute, plus fréquemment et de meilleure tenue au niveau de la charnière cervico-thoracique (27).

Ses propriétés mécaniques sont:

-charge de rupture: MYKLEBUST (57): 32 N à 10 mm/sec

-allongement à rupture: MYKLEBUST (57): 7 mm à 10 mm/sec

b) Ligament supra-épineux

Il unit l'extrémité des processus épineux adjacents. Lorsque le processus est bifide, il croise ses fibres sur la ligne médiane d'un processus à l'autre (37). Comme le ligament inter-épineux, il n'est rencontré que très irrégulièrement au niveau du rachis cervical haut.

Il n'a pas été isolément l'objet d'études mécaniques.

6) Le ligament nuchal: LN

C'est une fine membrane tendue de l'os occipital au processus épineux de C7. S'il est développé chez le mammifère quadrupède, il ne reste chez l'homme qu'un mince raphé sagittal intermusculaire.

7) Ligament inter-transversaire

A l'étage cervical ce ligament n'est rencontré que très irrégulièrement. Il est remplacé par les muscles inter-transversaires.

C - CONCLUSION

A partir des données très succinctes de la littérature, nous pouvons avancer les propositions suivantes:

-Les ligaments les plus résistants (charge à la rupture) sont les CA, le LF et pour CHAZAL (7) le LLP. C'est la proximité du canal médullaire qui semblent pour certains justifier cette qualité (7). Pour d'autres le LLA et le IS appliquent leur résistance avec un grand bras de levier; ils sont loin du centre du mouvement. Ils n'ont pas besoin d'être très résistants, ce d'autant plus que l'extension est limitée par les articulations postérieures. Par contre la résistance des CA, LLP et LF s'applique avec un bras de levier court. Ils doivent être plus résistants (33). Ils sont de plus les seuls freins de la flexion. Il faut noter que les amplitudes maximum permises par ces ligaments sont bien au delà des amplitudes physiologiques en flexion-extension des unités fonctionnelles du rachis cervical (flexion = 5°, extension = 3°). Ce n'est pas tant la résistance qui est intéressante alors, mais leur performances élastiques (33).

-Les ligaments sont pré-étirés in situ par le volume discal. Ils maintiennent la pression intra-discale en exerçant une charge sur le disque. Nous retrouvons la notion du bras de levier pour dire que le LF proche de l'axe de flexion a le niveau de pré-étirement le plus élevé. Le LLA, loin de l'axe d'extension a le niveau de pré-étirement le plus faible. Par ailleurs l'étirement en position neutre dans le LF, lui confère une réserve de raccourcissement lors de l'extension. Ainsi il ne bombe pas dans le canal médullaire.

ETUDE ANATOMIQUE DESCRIPTIVE
DES CAPSULES ARTICULAIRES DORSALES
DU RACHIS CERVICAL INFÉRIEUR

I) INTRODUCTION

Nous avons relevé peu d'études anatomiques sur les capsules articulaires du rachis cervical. Pourtant le rôle fonctionnel de ces structures n'est pas négligeable si l'on regarde les tests effectués par LAVASTE (43) au niveau lombaire et par PANJABI (63, 68), MYKLEBUST (57), ZDEBLICK (101) au niveau cervical. Le présent travail expérimental met également en évidence des propriétés importantes de ces capsules. Sur le plan chirurgical les abords postérieurs du rachis cervical avec des gestes de libération canalaire peuvent détruire tout ou partiellement ces capsules. C'est pourquoi il nous a paru intéressant de définir cette structure sur le plan anatomique.

II) MATERIEL

Nous avons réalisé 11 coupes transversales de 10 articulations postérieures (cf tableau I). Il y avait:

- 3 niveaux C2-C3 (2 droits et 1 gauche)
- 5 niveaux C3-C4 (3 droits et 2 gauches)
- 1 niveau C4-C5 (gauche)
- 1 niveau C6-C7 (gauche)

Ces articulations provenaient de 5 sujets formolés congelés et d'un cadavre frais congelé. Tous ont été prélevés au laboratoire d'anatomie de la faculté de médecine (Pr C. FAURE, Pr JP. CHIROSSEL), Université Joseph FOURIER, Grenoble.

Nous avons réalisé également 4 coupes sagittales de 2 articulations postérieures (cf tableau I). Il y avait:

- 1 niveau C4-C5 (droit)
- 1 niveau C6-C7 (droit)

Ces articulations provenaient du même sujet frais congelé.

Nous avons peu de renseignements sur les sujets. Les âges extrêmes sont estimés de 60 à 85 ans. L'examen histologique quantitatif du volume des structures rencontrées sera interprété de manière circonspecte. Seules des informations qualitatives peuvent être retenues.

Tableau I: Echantillon de l'étude anatomique.

ETAT DU SUJET	11 COUPES Transversales	4 COUPES Sagittales
SUJET 0	Frais congelé	C ₆ -C ₇ x2* / C ₄ -C ₅ G ^{che} C ₆ -C ₇ D ^{te} / C ₄ -C ₅ D ^{te} x3
SUJET 1	Formolé congelé	C ₂ -C ₃ D ^{te} / C ₃ -C ₄ D ^{te}
SUJET 2	Formolé congelé	C ₃ -C ₄ D ^{te}
SUJET 3	Formolé congelé	C ₃ -C ₄ G ^{che}
SUJET 4	Formolé congelé	C ₂ -C ₃ G ^{che} / C ₃ -C ₄ G ^{che}
SUJET 5	Formolé congelé	C ₂ -C ₃ D ^{te} / C ₃ -C ₄ D ^{te}

*: 1 coupe articulo-lamaire et 1 coupe haute au niveau C₆-C₇.

III) METHODES

A - PRELEVEMENT

Sur les 4 sujets formolés congelés, nous avons prélevé les colonnes cervicales par 2 cervicotomies transversales à la scie; niveau C₀-C₁ et niveau C₄-C₅. On obtient 4 colonnes C₀-C₅.

Sur le cadavre frais, nous avons prélevé la colonne cervicale selon la méthodologie utilisée dans le § Matériel et méthodes de l'étude fonctionnelle. Nous l'avons congelée secondairement. Nous obtenons une colonne C₃-C₇.

Nous séparons chaque rachis en 2 hémi-colonnes par une cervicotomie sagittale médiane à la scie. Nous pouvons alors repérer les niveaux à partir de la vertèbre C₂ reconnaissable à son processus odontoïde. Pour le sujet 0 les 2 hémi-colonnes seront étudiées. Pour les autres sujets nous ne conserverons que l'hémi-colonne droite ou gauche de meilleur aspect en fin de prélèvement.

B - PREPARATION MACROSCOPIQUE

Ces pièces anatomiques sont fixées dans une solution de Formol à 10% pendant 4 jours. Elles sont mises à décalcifier dans une solution décalcifiante (acide formique: 8 ml, acide chlorhydrique: 10 ml, eau distillée: qsp 100ml) pendant 10 jours environ.

1) Coupes transversales

Les coupes transversales sont effectuées dans le plan strictement perpendiculaire à la coupe sagittale médiane, tous les 3 mm environ. Nous sélectionnons, pour l'étude d'une articulation, la coupe immédiatement sous le pédicule sus-jacent (cf figure 13). Ces coupes sont dites articulo-lamaires car comprenant la lame et la facette articulaire sus-jacente d'une part, et la facette articulaire sous-jacente d'autre part. Les zygapophyses sont représentées en proportion équivalente.

Quand une coupe articulo-lamaire ne comprend pas la zygapophyse sous-jacente, la coupe est dite "haute"(ex: Sujet 0, C6-C7, coupe haute).

Quand une coupe ne comprend pas la lame sus-jacente, la surface de section de la zygapophyse sous-jacente est plus importante que la zygapophyse sus-jacente. La coupe est dite "basse"(ex: Sujet 2, C3-C4, coupe basse).

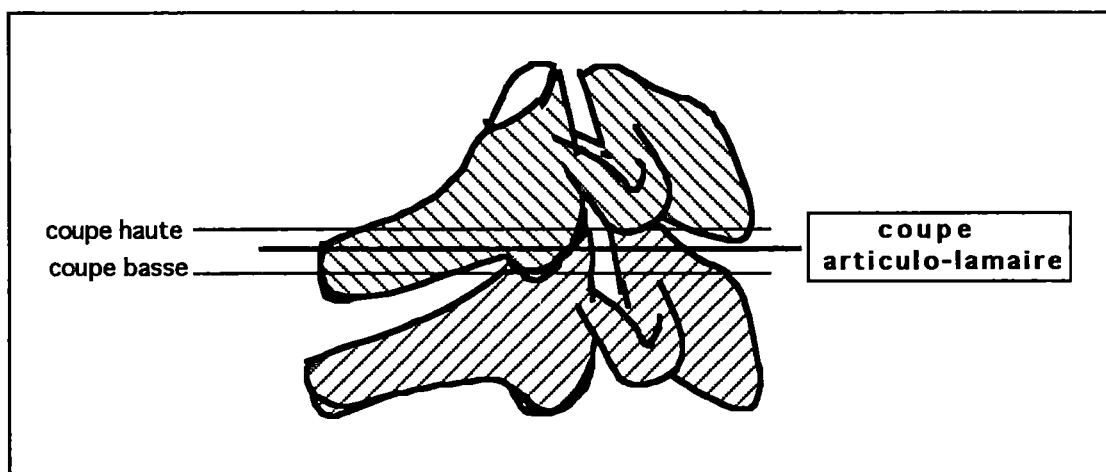


Figure 13: Niveau de la coupe articulo-lamaire.

2) Coupes sagittales

Les coupes sagittales sont effectuées dans le plan strictement parallèle à la coupe sagittale médiane, tous les 3 mm environ. Trois coupes passant par le massif articulaire ont été sélectionnées:

- coupe sagittale paramédiane passant au bord canalaire, médial
- coupe sagittale paramédiane passant par la partie médiane ou moyenne du massif
- coupe sagittale paramédiane passant par la partie latérale du massif

C - PREPARATION HISTOLOGIQUE

Cette préparation a été réalisée par le Dr M. PEOCH au laboratoire d'anatomo-pathologie (Pr B. PASQUIER), hôpital A. MICHALON, Grenoble.

Ces coupes fixées dans le formol à 10% sont incluses dans la paraffine et coupées au microtome tous les 6 mm. Le déparaffinage est effectué dans 3 bains successifs de toluène. Elles sont ensuite réhydratées.

Les coupes sont alors colorées d'une part en hématoxyline-érythrosine-safran (HES), d'autre part avec un colorant spécifique des fibres élastiques selon la technique de VERHOEFF modifiée (Bouin, hématoxyline, chlorure ferrique, iodure de potassium, eau écarlate, acide phosphotungstique, acide acétique).

D - LECTURE

Les lectures sont effectuées sur lame à l'oeil nu, puis au microscope optique x 25 et x 250.

Les éléments notés lors de la lecture sont:

-état du cartilage hyalin: sain ou arthrosique,

-topographie et aspects des inclusions intra-articulaires, selon la description de MERCER (48): couronnes capsulaire (CC), replis adipeux (RA) ou méniscoïde fibro-adipeux inter facettaire (MFA),

-topographie et orientation des fibres élastiques: fibres verticales ou obliques dans le plan de coupe. Ces fibres colorées spécifiquement sont vues en coupe transversale sous forme de point quand leur direction est verticale. Sur les mêmes coupes elles sont vues sous forme de trait quand leur direction est oblique. Nous aurons la configuration inverse sur les coupes sagittales.

-topographie et épaisseur des fibres de collagène capsulaires: épaisses ou fines.

Nous repérons ces éléments en distinguant, comme sur les figures 14 et 15, les secteurs ventral et dorsal, les bords ventral, dorsal, médial et latéral de l'interligne articulaire.

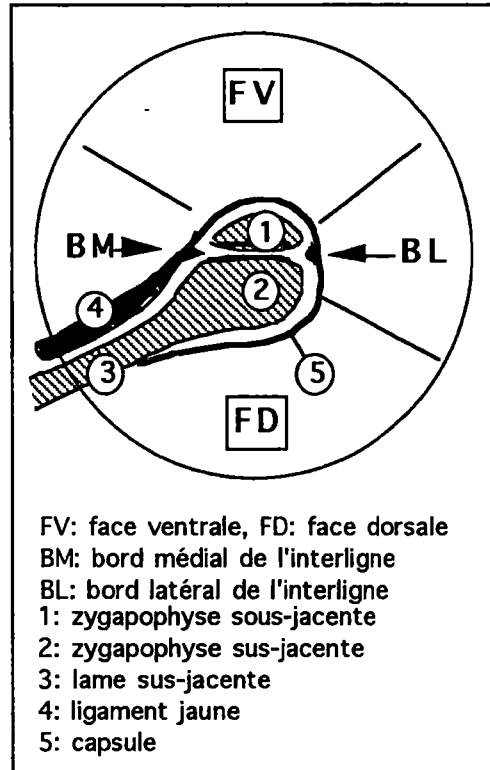


Figure 14: Coupe transversale articulo-lamaire.

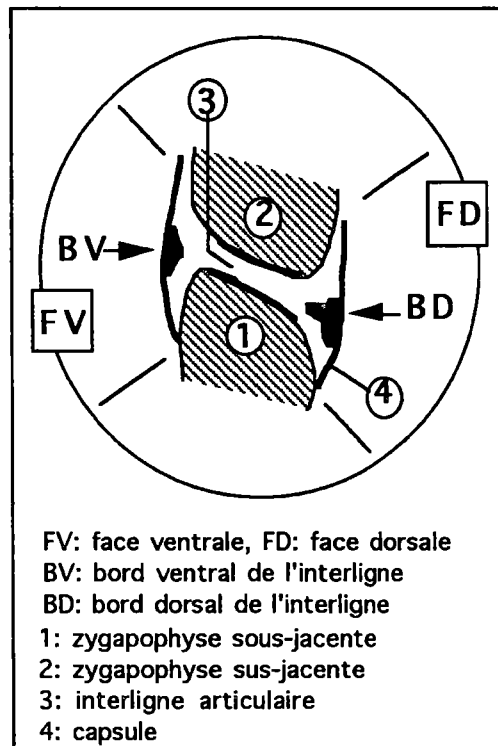


Figure 15: Coupe sagittale para-médiane passant par la partie moyenne du massif artulaire.

IV) RESULTATS

A -COUPES TRANSVERSALES

Les résultats sont donnés dans le tableau II et illustrés par 2 exemples figures 16 et 17.

Tableau II: Résultats des coupes transversales

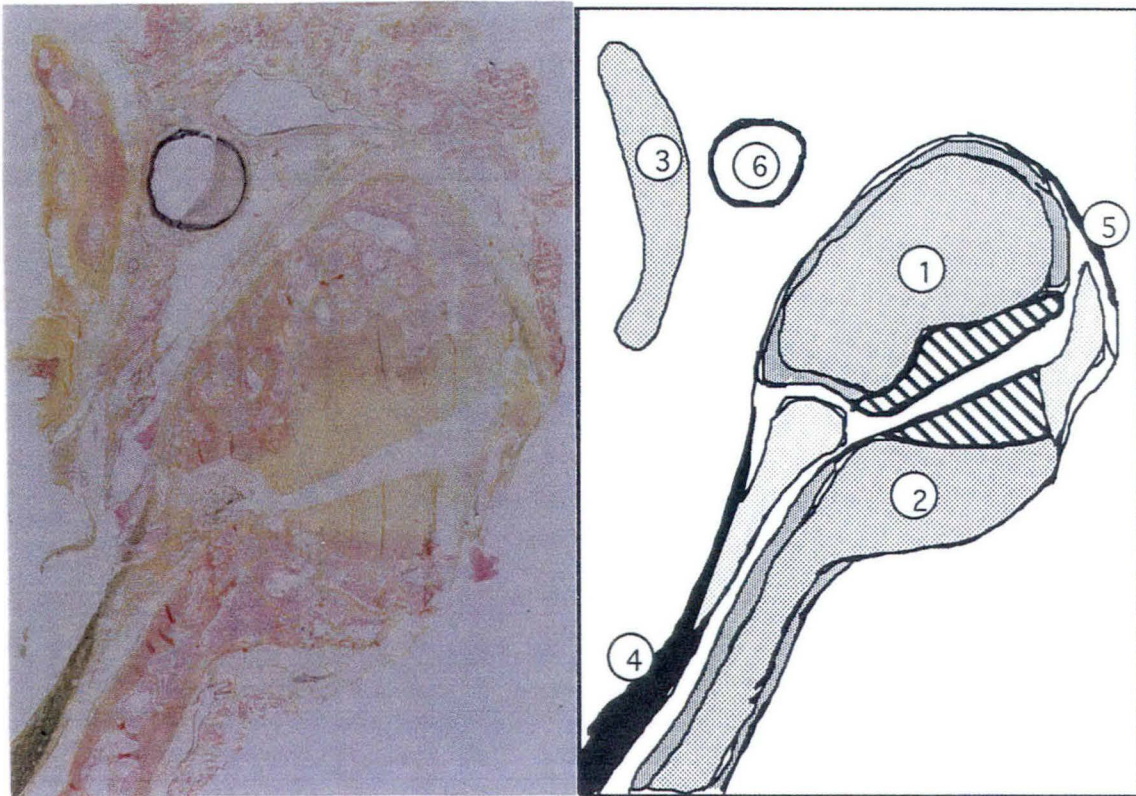
	cartilage	inclusions	BM	FV	BL	FD
Sujet 0, C4-C5	sain		FE verticales	FC-fines	FE obliques	
Sujet 0, C6-C7	sain	MFA-BM CC-BL	FE verticales	FE verticales	FE obliques	FC-épaisses
Sujet 0, C6-C7 (coupe haute)	sain	non-articulaire	FE verticales	FC-épaisses		FC-épaisses
Sujet 1, C2-C3	arthrose	0	FE obliques	FE obliques FC-épaisses	FE obliques	
Sujet 1, C3-C4 (coupe haute)	arthrose +++		FE verticales			
Sujet 2, C3-C4 (coupe basse)	arthrose +++	RA-BM	FE obliques	FC-fines	FE obliques	FC-épaisses
Sujet 3, C3-C4	Bon	CC-BM CC-BL			FE obliques	FC-épaisses
Sujet 4, C2-C3	arthrose	MFA-BM	FE obliques	FE obliques FC-fines	FE obliques	
Sujet 4, C3-C4	arthrose +++		FE verticales	FC-fines	FE obliques	
Sujet 5, C2-C3	arthrose	CC-BL	FE verticales		FE verticales	
Sujet 5, C3-C4	arthrose +++	CC-BM	FE verticales	FC-fines	FE obliques	

CC: couronne capsulaire
FE: fibres élastiques.
BL: bord latéral de l'interligne articulaire
BM: bord médial de l'interligne articulaire

RA: replis adipeux.
MFA: méniscoïde fibro-adipeux inter facettaire
FC: fibres collagènes
FV: face ventrale de la zygapophyse sous-jacente
FD: face dorsale de la zygapophyse sus-jacente

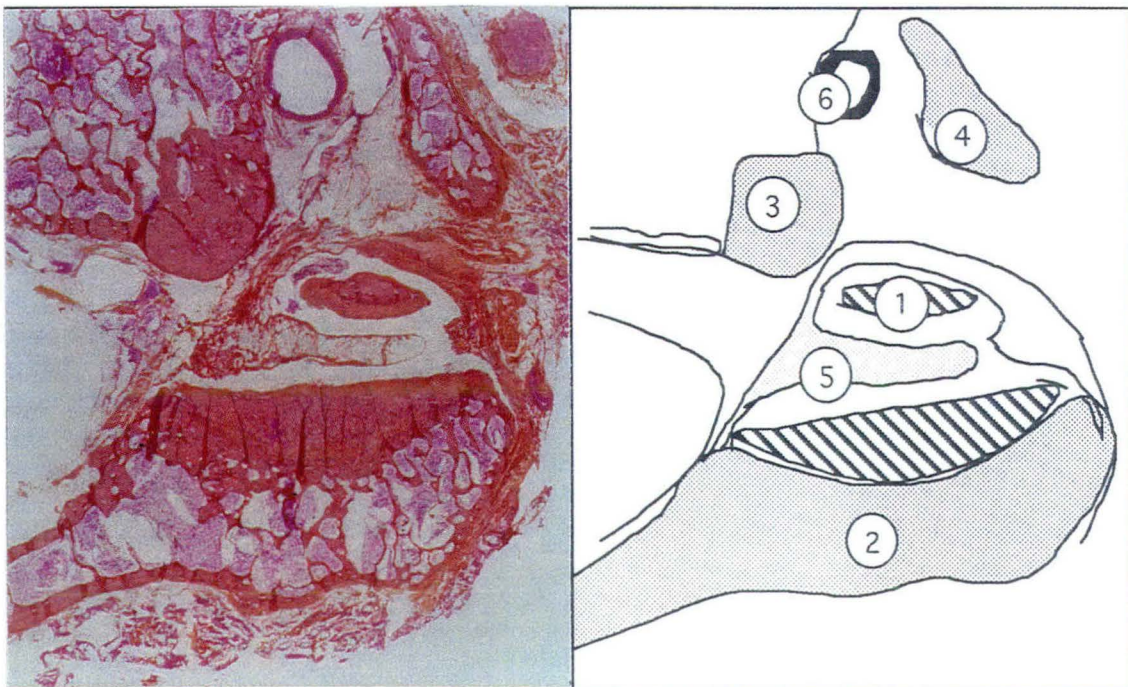
Le ligament jaune (LF) est bien vu sur toutes les coupes transversales. Chaque fois il y a une continuité entre ses fibres élastiques et les fibres élastiques de la capsule au bord médial de l'interligne articulaire.

Au bord latéral de l'interligne nous constatons chaque fois l'existence de fibres élastiques renforçant la capsule.



- 1: Zygapophyse sous-jacente
 2: Zygapophyse sus-jacente
 3: Uncus
 4: Ligament jaune (fibre verticales)
 5: Capsule latérale renforcée de fibres élastiques obliques
 6: Artère vertébrale

Figure 16: coupe transversale, coloration élastique



- 1: Zygapophyse sous-jacente
 2: Zygapophyse sus-jacente
 3: Uncus
 4: Processus transversaire
 5: Replis fibro-adipeux méniscoïde
 6: Artère vertébrale

Figure 17: coupe transversale, coloration HES

B - COUPES SAGITTALES

Les résultats sont donnés dans le tableau III et illustrés par deux exemples dans les figures 18 et 19.

Tableau III: Résultats des coupes sagittales

	cartilage	inclusions	BV	FV	BD
Sujet 0, C4-C5 bord canalaire	sain	MFA-tout l'IA	FE transverses		
Sujet 0, C4-C5 partie moyenne	sain	RA-BV CC-BD	FE transverses		FC-épaisses
Sujet 0, C4-C5 bord latéral	sain	MFA-BV CC-BD	FE obliques		FC-épaisses
Sujet 0, C6-C7 partie moyenne	sain	RA-BV	FE verticales	FE transverses sous-jacente	FC-épaisses FE transverses

CC: couronne capsulaire. RA: replis adipeux. MFA: méniscoïde fibro-adipeux inter facettaire

BV: bord ventral de l'interligne articulaire

BD: bord dorsal de l'interligne articulaire

FV /J: face ventrale de la zygapophyse sous-jacente

IA: interligne articulaire

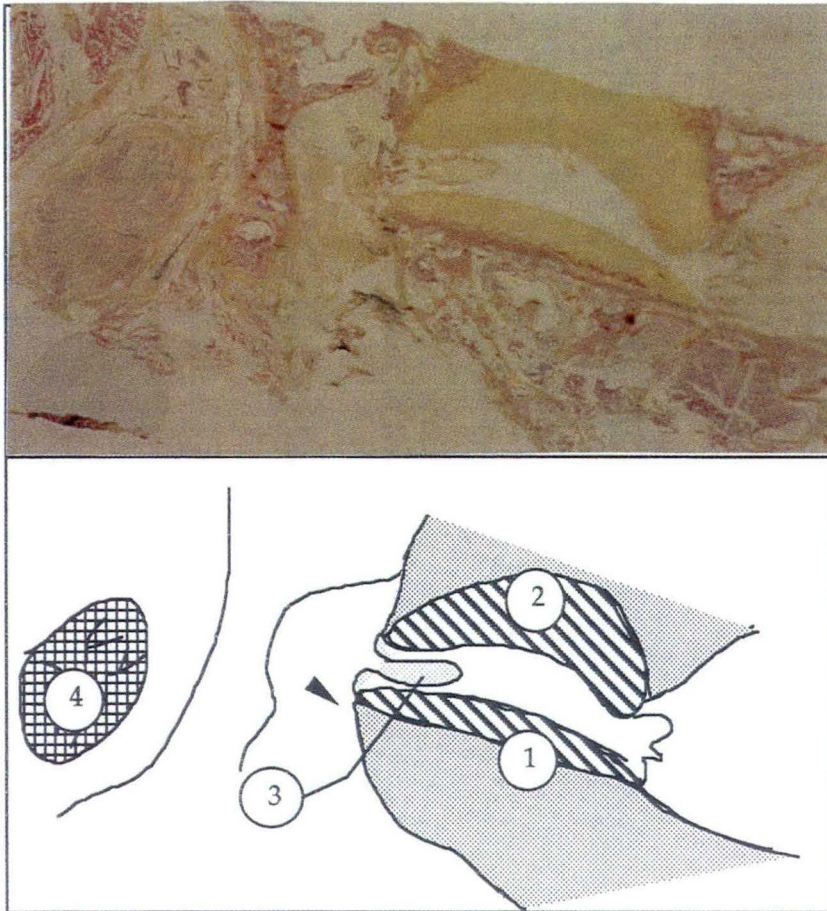
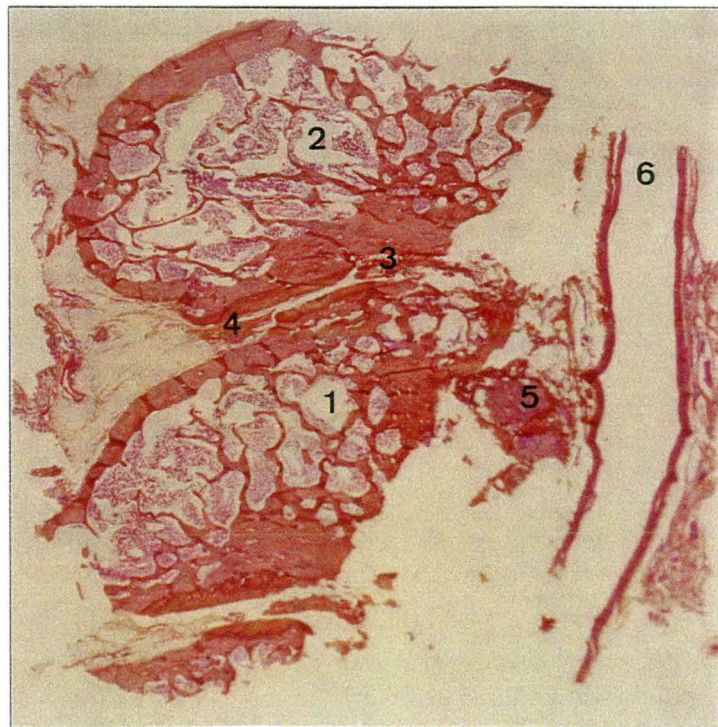


Figure 18: Coupe sagittale, coloration élastique



1: zygapophyse sous-jacente 2: zygapophyse sus-jacente
 3: replis adipeux ventral 4: replis adipeux dorsal
 5: nerf spinal 6: artère vertébrale

Figure 19: coupe sagittale, coloration HES

V DISCUSSION

La portée de notre étude est limitée par la taille réduite de notre échantillon et son hétérogénéité. Aucune statistique n'est possible. Elle apporte toutefois des éléments descriptifs utiles à la connaissance de l'anatomie des capsules articulaires du rachis cervical.

A - LIGAMENT JAUNE ET PARTIE VENTRALE DE LA CAPSULE

Les descriptions classiques considéraient le ligament jaune comme étant double à chaque étage (26, 54, 78, 83). Cette disposition n'est pas retrouvée dans des études plus récentes, histologiques (75) qui ne montrent pas de séparation médiane.

Lors d'études macroscopiques BARDELEBEN (1), NAFFZIGER (60) et RAMSEY (75) distinguent clairement deux portions:

- La portion inter-lamaire, est continue d'un massif articulaire à l'autre. Au niveau du rachis cervical inférieur, ses fibres sont orientées crânio-caudalement. Elles s'insèrent à la moitié caudale de la face ventrale de la lame sus-jacente et cheminent caudalement jusqu'au tiers crânial de la face dorsale de la lame sous-jacente (37). La paroi dorsale du canal rachidien alternant lame et ligament jaune est donc parfaitement lisse. Sur la ligne médiane les fibres élastiques du ligament se mélangent dorsalement avec les fibres collagènes du ligament inter-spinal (75). L'épaisseur moyenne de cette portion au niveau cervical est 1,5 à 2 mm (30).

- La deuxième portion est capsulaire, double à chaque étage. Elle est en continuité latéralement avec la portion inter-lamaire. Ses fibres sont dirigées vers le bas, l'avant et latéralement. KELLER (40) cité par TONDURY (84) a décrit une disposition en éventail des fibres capsulaires ventrales. Elles contournent le massif articulaire par en avant, et se termine sur le bord latéral de la zygapophyse sous-jacente. Elles sont en rapport étroit avec le foramen et son contenu radiculaire en constituant le toit et la paroi dorsale du foramen (75).

Cette disposition au niveau de la portion capsulaire est confirmée par la présente étude histologique. Ce ligament est composé à plus de 65% de fibres élastiques (58). Nous utilisons cette particularité pour étudier le trajet de ses fibres (cf § Méthodes). Les coupes transversales et sagittales montrent au bord médial de l'interligne articulaire des fibres élastiques verticales "descendantes". A la face ventrale de l'interligne et de la zygapophyse sous-

jacente les fibres sont indifféremment vues verticales ou obliques. Au bord latéral de l'interligne les fibres sont obliques, voire transversales. Nous avons noté des insertions à la face ventro-latérale de la zygapophyse sous-jacente.

Nous pouvons alors décrire un ligament capsulaire ventro-latéral élastique (cf figure 20 et 21). Son insertion crâniale est confondue avec les fibres les plus latérales de la portion inter-lamaire du ligament jaune, le trajet de ses fibres élastiques se fait en éventail vers son insertion caudale à la face ventro-latérale de la zygapophyse sous-jacente. Ce ligament reste toutefois mince et intriqué avec des fibres collagènes capsulaires ventrales.

Nous ne pouvons pas conclure quantitativement sur le volume de ce ligament capsulaire élastique. Les rachis examinés provenaient de sujets trop âgés, présentant des détériorations arthritiques. Une étude complémentaire est nécessaire pour confirmer cette description.

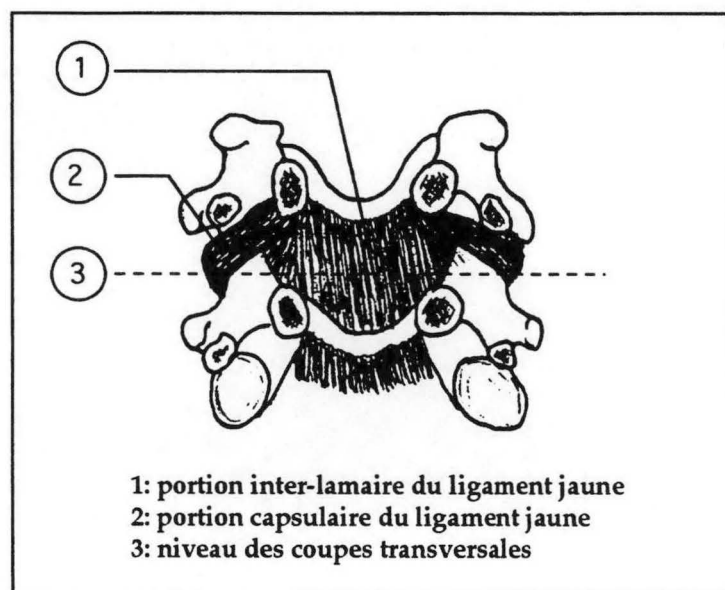


Figure 20: Vue ventrale des portions inter-lamaire et capsulaires du ligament jaune à l'étage cervical.

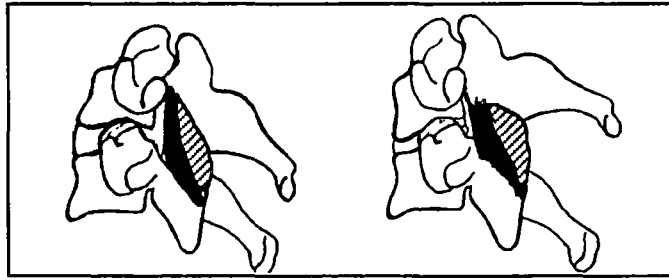


Figure 21: Vue latérale de la capsule articulaire, avec sa portion ventro-latérale élastique (en noir) et sa portion dorsale (en grisé).
Représentation en flexion et en extension.

B - PARTIE DORSALE DE LA CAPSULE

Les descriptions de la capsule sont rares. Classiquement cette structure est considérée comme étant "lâche et mince à l'étage cervical (27, 66, 78). Néanmoins, JOHNSON (37) reconnaît une capsule épaisse, fibreuse. Elle couvre les 180° de l'arc dorsal de l'interligne articulaire dans le secteur allant de la base de l'apophyse transverse à la lame. Elle est insérée solidement aux zygapophysys sus- et sous-jacente. Ses fibres, perpendiculaires au plan des facettes, ont une longueur totale mesurée de 5 à 7 mm. En position neutre cette capsule dorsale est relâchée; sa mise en tension (flexion) permet un allongement de 2 à 3 mm. BOUCHET (3) cite un ligament renforçant la capsule en arrière.

La présente étude confirme ces observations en montrant sur les coupes sagittales des fibres collagènes en bande épaisse au bord dorsal de l'interligne articulaire.

2) Rôle fonctionnel des capsules en totalité

Il est exposé dans le § Discussion à la fin de l'ouvrage.

C - INCLUSIONS INTRA-ARTICULAIRES

1) Description

On trouve dans la littérature de nombreuses descriptions d'inclusions intra-articulaires cervicales (8, 72, 84, 99, 98). MERCER (48) dans une étude portant sur 210 articulations postérieures disséquées à partir de 15 colonnes, reconnaît 3 types d'inclusions, donne leur prévalence respective et leur topographie préférentielle:

-Méniscoïdes fibro-adipeux de forme triangulaire à la coupe. Ils mesurent 2 à 5 mm en coupe. Ils présentent une portion basale et une portion apicale. La portion basale adhère à la capsule, est composée de lobules graisseux, de vaisseaux sanguins et de fibres collagènes en continuité avec les fibres de la capsule articulaire. La portion apicale, inter-facettaire, est composée presque exclusivement de fibres collagènes denses orientées parallèlement aux surfaces articulaires.

-Replis adipeux. Ils sont composés de lobules graisseux séparés de septa fibreux et infiltrés de vaisseaux sanguins. Ils occupent l'espace sous-capsulaire en regard de l'interligne articulaire, sans être inter-facettaires.

-Couronnes capsulaires. Sortes de renforts capsulaires en regard de l'interligne, non articulaires, ces couronnes sont composées de fibres collagènes et de vaisseaux sanguins. Elles sont en continuité circonférencielle avec les méniscoïdes fibro-adipeux lorsqu'elles sont associées dans la même articulation.

PENNING et TONDURY (72) ont observé 1 fois un méniscoïde circulaire.

MERCER (48) trouve, sur 150 articulations au niveau cervical bas (C2-C7): -94% de méniscoïdes aux pôles ventro-latéraux et dorso-médiaux quand les surfaces articulaires sont ovales, ou aux pôles ventraux et dorsaux quand les surfaces articulaires sont rondes,

-18% de couronnes capsulaires aux marges latérales et médiales de l'interligne articulaire parfois en continuité avec les méniscoïdes lorsqu'ils sont présents,

-4,6% de replis adipeux de disposition irrégulière.

Notre étude ne portait pas spécifiquement sur ces inclusions. En effet, Les coupes transversales ne sont pas méthodologiquement un bon moyen de les étudier. Par ailleurs 3 sujets sur 5 présentaient des altérations arthritiques patentes. Néanmoins nous avons observé les 3 types d'inclusions de MERCER. Sur 10 coupes transversales passant par l'articulation nous notons 6 fois des inclusions, sur 4 coupes sagittales nous notons 4 fois des inclusions.

2) Rôle fonctionnel

L'interprétation fonctionnelle de ces inclusions reste hypothétique. Pour TONDURY (85), elles permettraient la congruence des surfaces articulaires lors des mouvements: expulsées lors du contact des facettes,

aspirées dans l'interligne lors de la décoaptation. Elles joueraient un rôle de protection pour les bordures cartilagineuses des facettes. Pour MERCER (48) leur situation induit leur fonction. Lors des mouvements physiologiques de flexion, extension, inclinaison-rotation droite et gauche, les surfaces cartilagineuses sont sub-luxées. Elles sont alors recouvertes par les méniscoïdes. Ainsi un film nutritif et protecteur de liquide articulaire est maintenu en permanence sur le cartilage.

L'implication en pathologie de ces inclusions est elle aussi hypothétique. Comme au niveau lombaire (2, 22, 42) on peut envisager un mécanisme d'extrusion des méniscoïdes lors de mouvements d'amplitude extrême. Au retour de cette position le méniscoïde ne réintégrerait pas l'interligne, provoquant la douleur par mise en tension brutale de la capsule. La réponse antalgique serait alors une contraction musculaire. Ce mécanisme pourrait expliquer la physiopathologie des torticolis aigus. Une autre hypothèse avancée voit ces inclusions comme un élément favorisant la prolifération fibreuse intra-articulaire et par l'arthrose (48).

MATERIEL ET METHODES
DE L'ETUDE FONCTIONNELLE

-I-

MATERIEL

L'effectif et les caractéristiques de notre échantillon sont résumés dans le tableau IV.

A - DONNEURS

Les huit unités testées provenaient des cinq donneurs ayant fait don de leur corps à la médecine.

Les rachis ont été prélevés au laboratoire d'anatomie de la faculté de médecine (Pr C. FAURE, Pr JP. CHIROSSEL), Université Joseph FOURIER à Grenoble, et au laboratoire d'anatomie des Saint-Pères (Pr JP LASSAU), Université René DESCARTES à Paris.

La moyenne d'âge des donneurs est 67,8 ans (extrêmes: 55 - 79 ans).

Nous comptons quatre femmes et un homme.

La cause du décès était connue deux fois sur cinq (arrêt cardio-respiratoire, accident de la voie publique).

Le délai moyen entre le décès et le prélèvement avec congélation a été de 3,6 jours (extrêmes 1 - 6 jours).

Dans l'étude les donneurs sont référencés: R1, R2, R3, R4 et R5.

La radiographie et l'aspect clinique ont permis de coter chaque rachis subjectivement en Bon ou Très Bon.

B - UNITES FONCTIONNELLES

Huit unités fonctionnelles (UF) ont été testées, dont trois unités C3-C4 et cinq unités C5-C6.

Nous comptons six UF féminines et deux UF masculines provenant de quatre femmes et d'un homme.

La moyenne d'âge des UF est 65,6 ans (extrêmes: 55 et 79 ans).

L'UF C3-C4 du Rachis 1 n'a pas été testée par suite d'une erreur de séparation C2-C3 lors du prélèvement. L'unité C3-C4 du Rachis 3 n'a pas été testée par survenue d'une fracture du corps de C3 au début du test.

C - INCIDENTS LORS DES TESTS

Lors des tests nous avons noté:

-3 fois une butée entre le bac caudal et le cadre de mesure. Ceci pour les lésions 3, aux chargements maximum (1,8 et 2 Nm), en flexion et inclinaison.

-2 fois une rupture de l'unité fonctionnelle (par arrachement de l'insertion caudale du LLP ou par fracture pédiculaire). Ceci pour les lésions 3, aux chargements maximum (1,8 Nm), en flexion.

-2 fois il a été nécessaire de renforcer la fixation par les crochets en compression décrit plus haut. Nous pensons que ce montage n'influe pas sur le testing ligamentaire.

Tableau IV: Effectif et caractéristiques de l'échantillon de l'étude fonctionnelle

	UNITES FONCTIONNELLES							
Donneurs	RACHIS 1	RACHIS 2	RACHIS 2	RACHIS 3	RACHIS 4	RACHIS 4	RACHIS 5	RACHIS 5
Niveaux	C ₅ -C ₆	C ₃ -C ₄	C ₅ -C ₆	C ₅ -C ₆	C ₃ -C ₄	C ₅ -C ₆	C ₃ -C ₄	C ₅ -C ₆
Age	79 ans	55 ans	55 ans	74 ans	67 ans	67 ans	64 ans	64 ans
Sexe	F	F	F	F	F	F	M	M
Date Décès	20 mars 94	28 mars 94	28 mars 94	17 mars 94	24 mars 94	24 mars 94	16 avril 94	16 avril 94
Cause Décès	Arrêt C.V.	A.V.P.	A.V.P.	?	?	?	?	?
Date prélèv^t	21 mars 94	30 mars 94	30 mars 94	23 mars 94	30 mars 94	30 mars 94	19 avril 94	19 avril 94
Lieu prélèv^t	Grenoble	Saint-Pères	Saint-Pères	Saint-Pères	Saint-Pères	Saint-Pères	Saint-Pères	Saint-Pères
Décès-Prélèv^t	1 jour	2 jours	2 jours	6 jours	6 jours	6 jours	3 jours	3 jours
Aspect Rachis	Bon	Très Bon	Très Bon	Bon	Bon	Bon	Très Bon	Très Bon
Date du test	18 avril 94	19 avril 94	19 avril 94	21 avril 94	22 avril 94	21 avril 94	22 avril 94	26 avril 94
Remarques			Butée cadre-bac	Butée cadre-bac	+ crochets			+ crochets
				Arrache ^t LLP				Butée cadre-bac
								Fract. péd. C ₅

-II-

METHODES

I) METHODE DE PRELEVEMENT DES PIECES ANATOMIQUES

Nous avons prélevé 8 unités fonctionnelles (UF) rachidiennes cervicales provenant de 5 cadavres frais. Le délai maximum entre le décès et le prélèvement est de 6 jours, le cadavre étant conservé en chambre froide (+4°) jusqu'au prélèvement. Des radiographies de la colonne cervicale en totalité de face et de profil sont prises avant le prélèvement. Les UF retenues sur chaque colonne prélevée sont C3-C4, C5-C6 par nécessité de dissection (cf figure 22).

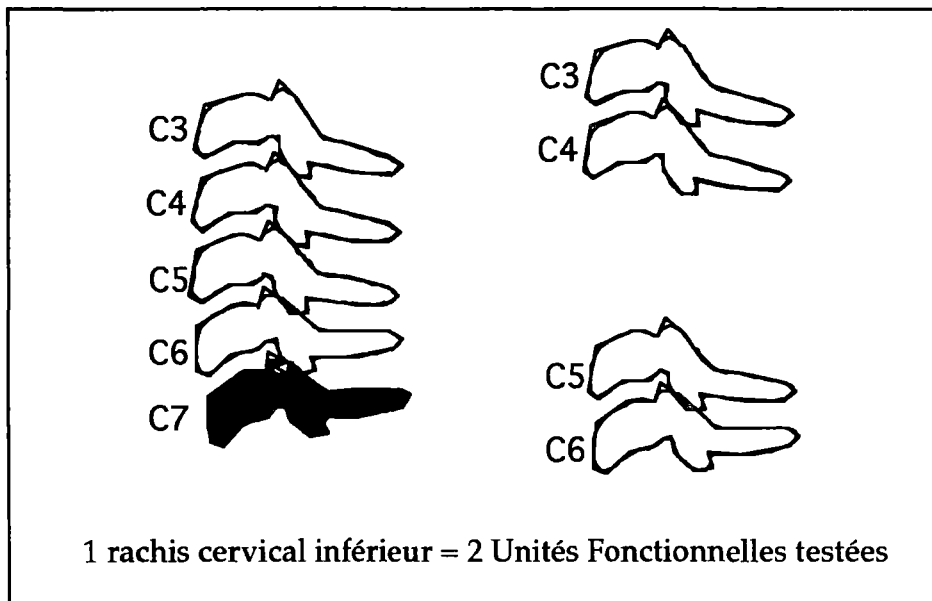


Figure 22: Séparation des unités fonctionnelles.

A- RADIOGRAPHIE

Pour effectuer ces clichés nous installons le cadavre en décubitus dorsal et tractons à environ 25 Kg sur les deux membres supérieurs dans l'axe du corps, la tête étant immobilisée, regard à l'horizontale, par une sangle occipito-mentonnière. Ce dispositif nous permet de dégager la vertèbre C7 ou du moins son plateau crânial de profil. Nous réalisons alors les deux incidences standard de la colonne cervicale.

Face: Rayon incliné à +/- 15° crânialement par rapport au plan horizontal, centré sur C4, source disposée à 1 mètre de l'objet, de 100mA pendant 0,25 Sec, de 65 KVolt en moyenne.

Profil: Rayon transversal, centré sur C₄, source disposée à 1,2 mètre de l'objet, de 100mA pendant 0,25 Sec, de 70 KVolt en moyenne.

Le film utilisé est X OMAT S KODACK 24 X 30 cm

Une règle centimétrique radio-opaque est disposée pour chaque cliché dans le plan frontal passant par le rachis (face) ou sagittal médian (profil). Des mesures in situ, telle que la hauteur discale, peuvent en effet être nécessaire à posteriori.

Ces clichés nous ont permis d'éliminer 2 sujets, et d'inclure 1 sujet dont l'âge s'élevait pourtant à 79 ans. Les critères examinés sont:

- courbure harmonieuse en lordose de la colonne cervicale
- espace discal harmonieusement réparti à chaque étage, d'environ 1/3 de la hauteur corporelle avec absence de pincement inter-vertébral
- absence d'ostéophyte ventral ou dorsal pontant l'espace inter vertébral
- absence d'arthrose articulaire postérieure évoluée
- absence d'antécédent chirurgical rachidien, de lésion osseuse vertébrale

Après développement et lecture des clichés, les colonnes sont prélevées.

Durée de la procédure 1H30 environ.

B - PRELEVEMENT PROPREMENT DIT

Le sujet est installé en décubitus ventral, la tête au bord de la table.

Nous pratiquons une incision cutanée médiane dorsale allant du processus occipital superficiel à l'espace inter-scapulaire. Une autre incision, transversale va d'un conduit auditif externe à l'autre en passant par le sommet de l'incision médiane.

Nous ruginons à la lame froide les masses musculaires cervicales dorsales. Les limites sont l'os occipital crânialement, le grill costal caudalement et l'on poursuit latéro-ventralement jusqu'à l'espace jugulo-carotidien. Cette opération doit veiller à rester à distance des insertions vertébrales; ceci pour ne pas léser les ligaments IS, LF et surtout CA très proches des insertions musculaires transversaires. Nous cherchons à préserver le ligament nuchal dans sa portion immédiatement supra-épineuse, sa portion plus dorsale étant parfois virtuelle en position de septum inter-musculaire et donc difficilement conservable. Les racines nerveuses C₃ à C₈ sont sectionnées à leur sortie du canal transversaire, dans

leur trajet intra scalénique. Nous réclinons ainsi les muscles suivant dans le sens dorso-latéro-ventral:

- muscle trapèze
- muscle splénius de la tête
- muscle rhomboïde
- muscle splénius du cou
- muscle petit dentelé (m. serratus minor)
- muscle grand complexus (m. semispinalis capitis)
- muscle petit complexus (m. longitimus capitis)
- muscle transversaire du cou (m. longitimus cervicis)
- muscle semi-épineux du cou (m. semispinalis cervicis)
- muscle transversaire épineux du cou
- portion cervicale du muscle ilio-costal
- muscle éleveur de l'omoplate (m. elevator scapulae)
- muscle scalène dorsal
- muscle scalène moyen
- muscle scalène ventral
- muscle sternocleïdomastoïdien

Les muscles sous-occipitaux (muscles de Tillaux) sont conservés.

Nous réalisons une crâniotomie horizontale à la scie passant par le processus occipital superficiel, aboutissant latéralement dans les articulations temporo-mandibulaire. Avec un levier, une fracture de la base du crâne est produite au niveau de la gouttière basilaire. Nous nous portons ensuite au niveau T₁-T₂ où l'on pratique une rachotomie à la scie avec section des premières côtes dans leur 1/4 dorsal. Les artères vertébrales sont sectionnées dans leur portion primitive peu après leur origine sous-clavière.

Nous relevons en bloc la colonne cervicale et l'os occipital (C₀-T₁) en clivant l'espace rétro-pharyngo-oesophagien et les paquets vasculo-nerveux carotidiens. Les muscles prévertébraux (longus cervicis, longus capitis, rectus capitis anterior, rectus capitis lateralis) sont conservés pour protéger le LLA.

Nous séparons la pièce en deux portions: C₀-C₂ et C₃-T₁. Le disque C₂-C₃ est repéré avec une aiguille immédiatement sous le corps de l'axis, lui-même immédiatement sous le processus ventral de l'atlas, mobile en rotation. Nous sectionnons transversalement le muscle long du cou, le LLA, le disque, le LLP, la dure-mère et la moelle épinière à la lame pointue n°11, puis l'on poursuit latéralement et dorsalement guidé par le bord

crânial de C₃ en sectionnant les CA, le LF, les IE et LN. Nous n'utiliseront pour cette étude que les pièces C₃-T₁. Ultérieurement il est prévu d'utiliser les portions C₀-C₂ pour une caractérisation mécanique analytique des ligaments de la charnière crânio-vertébrale.

Les pièces sont alors immédiatement congelées à -30° en conditionnements étanches, séparées, référencées dans le congélateur du laboratoire d'anatomie.

Durée de la procédure: 1H30 environ

C - IRRADIATION

En raison d'une réglementation en vigueur dans le laboratoire de biomécanique (LBM ENSAM-Paris, Pr F. LAVASTE), les pièces anatomiques doivent être irradiées préalablement à toute expérimentation; ceci en vue d'une parfaite stérilisation virale et bactérienne des pièces d'origine humaine.

Il s'agit d'un rayonnement bêta 5, d'intensité 2,5 MRad, de puissance du faisceau 10 KWatt, d'énergie 10 MéVolt, pour une vitesse de passage de 0,8 m/mn. L'élévation de température est de +20° sur nos pièces congelées à -30°. Cette irradiation est effectuée au laboratoire CARIC (Corbeville 91400 ORSAY) sur un dispositif CIRCE II.

D - CONSERVATION ET TRANSPORT

Les pièces anatomiques sont maintenues dans leur enveloppe de conditionnement à la température d'environ -30°. Elles sont transportées dans un conteneur isotherme et conservées dans le congélateur du laboratoire jusqu'au test.

Délai maximum prélèvement-test: 33 jours.

Délai minimum prélèvement-test: 04 jours.

E - DECONGELATION

Le réchauffement est progressif dans un réfrigérateur à $\pm 4^\circ$ pendant 8 heures. Les deux unités sont utilisées dans les 8 heures maximum après décongélation, l'une après l'autre.

II) EXPERIMENTATION FONCTIONNELLE

A) DISPOSITIF EXPERIMENTAL

Le dispositif expérimental appelé 2 TM (2 têtes micro-métriques) permet de tester une unité fonctionnelle cervicale (cf figure 23). La vertèbre sous-jacente est fixe; à la vertèbre sus-jacente sont appliqués des efforts selon les 3 axes de rotation en flexion-extension, inclinaison latérale droite et gauche, torsion axiale droite et gauche. Nous mesurons les déplacements angulaires de la vertèbre sus-jacente.

Ce dispositif a été choisi car déjà validé par des études antérieures au sein du laboratoire de biomécanique (91, 92).

1) fixation de la vertèbre sous-jacente

Dans l'étude il s'agit des vertèbres C₄ ou C₆.

La vertèbre est solidarisée au bâti de la façon suivante (cf figure 24). Le corps est augmenté de 2 vis type "vis à bois" de diamètre 2,5 mm et de longueur 20 mm, vissées dans le plateau caudal et dépassant d'environ 10 mm vers le bas. Le processus épineux est équipé d'un arceau dont les 2 extrémités dépassent vers le bas. La vertèbre ainsi préparée est scellée dans un alliage à bas point de fusion (70°), le "CEROBEN" (Ref MCP 70 de MCP-France). Les vis et le tier caudal du corps, l'arceau et la moitié caudale de l'arc postérieur sont noyés dans le métal, de telle sorte que le niveau du métal affleure les insertions ligamentaires SS, IS, LF, CA, LLP + DISQUE + LLA.

Le bac lui-même est solidarisé au bâti par 2 puissants serre-joints.

2) fixation de la vertèbre sus-jacente

Dans l'étude il s'agit des vertèbres C₃ et C₅.

Cette fixation doit permettre l'application des efforts et la mesure des déplacements.

Le corps vertébral augmenté de 2 vis dans le plateau crânial (cf vertèbre sous-jacente) est scellé dans le "CEROBEN" contenu dans un petit bac en aluminium. Le bord postérieur du bac s'appuie sur le bord crânial des pédicules et laisse libre les facettes articulaires crânielles. La fixation est complétée par une vis-pointeau (diamètre 1,5 mm), transfixiant la paroi ventrale du bac et le corps vertébral dans le plan sagittal médian.

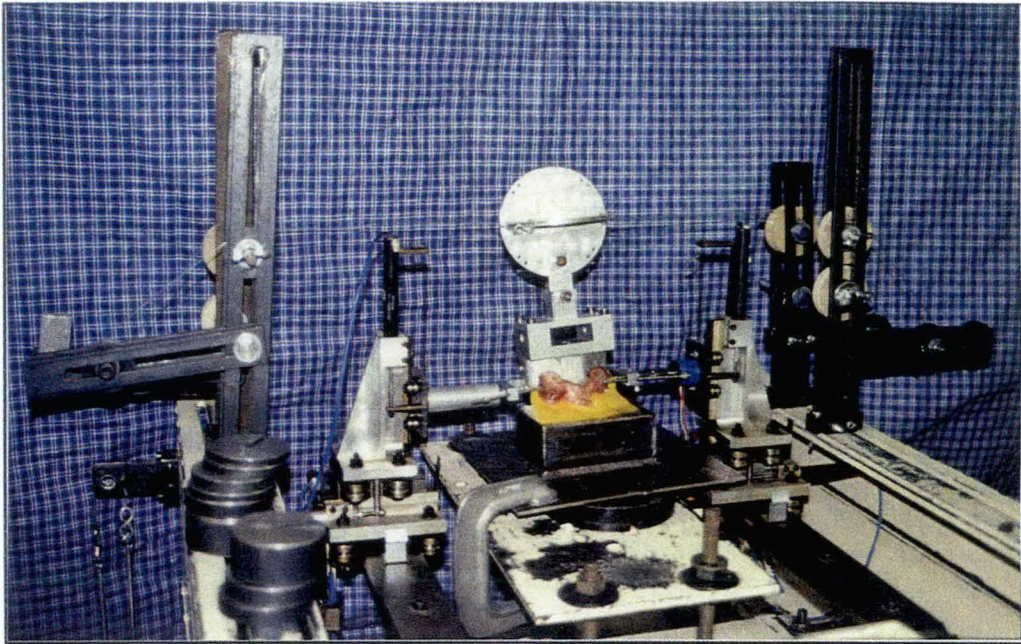


Figure 23: Vue globale du dispositif 2 TM
(montage en torsion axiale)

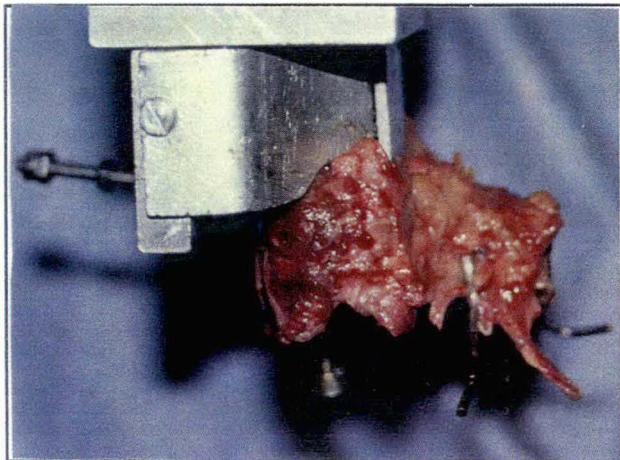
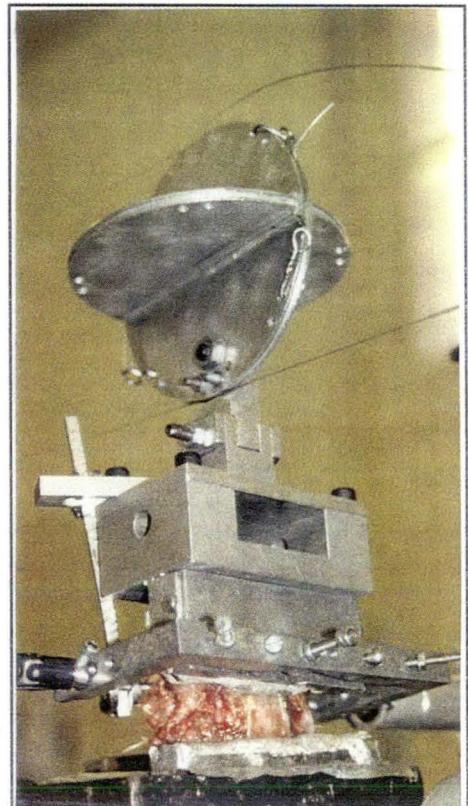


Figure 24: Vertèbre craniale fixée,
vis et arceau de fixation de la vertèbre caudale.

Figure 25: Vue d'ensemble en charge avec
l'unité fonctionnelle, le bac cranial, le cadre de
mesure, la "girouette" et les câbles de chargement.
(montage en extension) →



Sur le bac, parfaitement solidaire de la vertèbre, nous plaçons d'une part la "girouette" qui transmet les efforts sous forme de couples purs et d'autre part le cadre de mesure en U reliés aux capteurs de déplacement. Girouette et cadre sont en aluminium. L'ensemble vertèbre-bac-girouette-cadre pèse 920 gr (cf figure 25). Des vis-pointeau horizontales, obliques convergentes sont ajoutées à travers le cadre pour améliorer sa stabilité (cf figures 28, 29, 30). La pointe des deux vis dorsales s'appuie dans le massif articulaire; celle des vis ventrales s'appuie contre la paroi ventrale du bac.

Il faut noter que lorsque la stabilité du montage ne nous a pas paru parfaite, en particulier en flexion-extension et en inclinaison latérale, nous avons renforcé les moyens de fixation de la vertèbre sus-jacente. Deux crochets en compression solidarisent alors la base de la "girouette" aux 2 vis-pointeau appuyée dans les massifs articulaires. nous avons utilisé cet artifice dans les UF rachis 4/C3-C4 et rachis 5/C5-C6.

3) transmission des efforts

Le dispositif de la "girouette" permet d'appliquer un moment selon l'axe désiré (cf figure 26). Le couple de force produisant ce moment est dit pur car il est fonction du chargement F, et indépendant du bras de levier.

$M = (F \times d_2) - (F \times d_1)$ $M = F \times (d_2 - d_1)$ $M = F \times \Delta d$
--

Avec -M le moment (en newton.mètre),

-F le chargement (en newton),

-d₁ et d₂ (en mètre) sont variables selon α le déplacement angulaire, mais (d₂ - d₁) = Δd (en mètre) est constant quelque soit α .

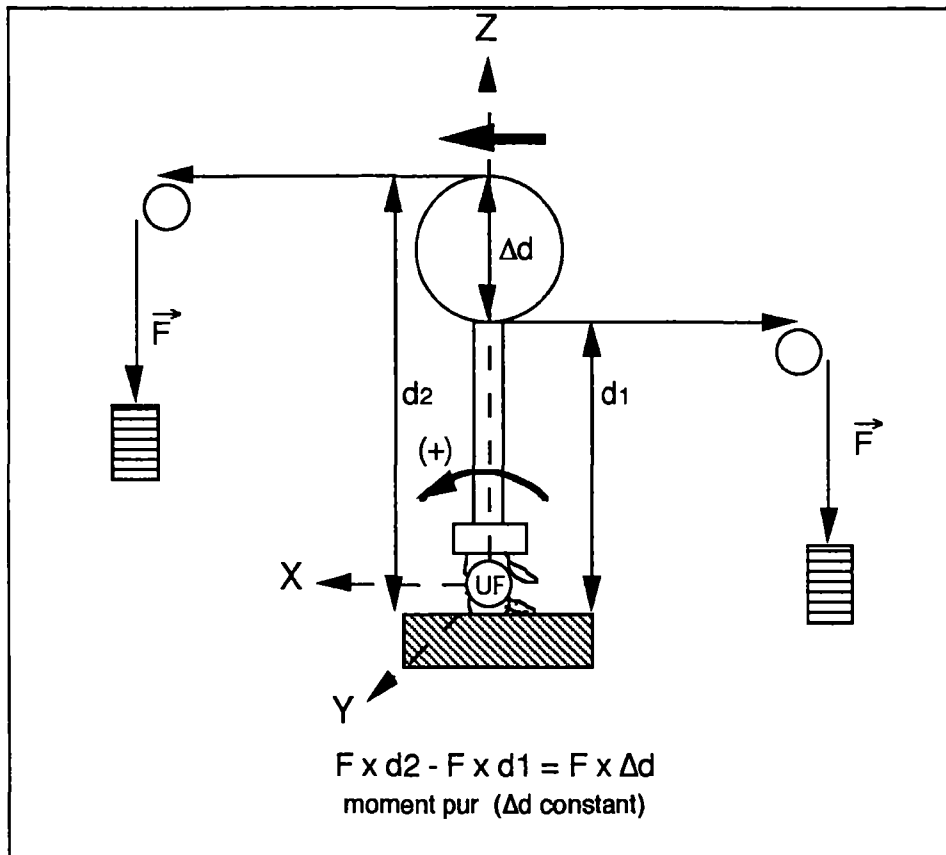


Figure 26: Transmission des efforts

Ex: $M_y (+)$ = flexion.

Le pas de chargement est effectué par des masses étalonnées qui font croître et décroître le moment comme suit: 0,1 Nm, 0,2 Nm, 0,3 Nm, 0,4 Nm, 0,6 Nm, 1,1 Nm, 1,6 Nm, 1,8 Nm, 2 Nm.

La transmission des charges à la girouette est effectuée par des câbles en nylon parfaitement horizontaux et parallèles, rappelés à 90° par un système de potence avec poulies.

Trois types de sollicitation sont possible avec ce dispositif: M_y moment en flexion-extension, M_x moment en inclinaison latérale et M_z moment en torsion axiale.

4) mesure des déplacements

Lors d'une sollicitation la vertèbre sus-jacente décrit un mouvement complexe que l'on peut décomposer en 6 déplacements élémentaires. Ces déplacements sont défini par rapport à un repère orthonormé (0, X, Y, Z) lié

à la vertèbre sous-jacente. Le point 0 théorique est situé à l'intersection des axes (cf figure 27).

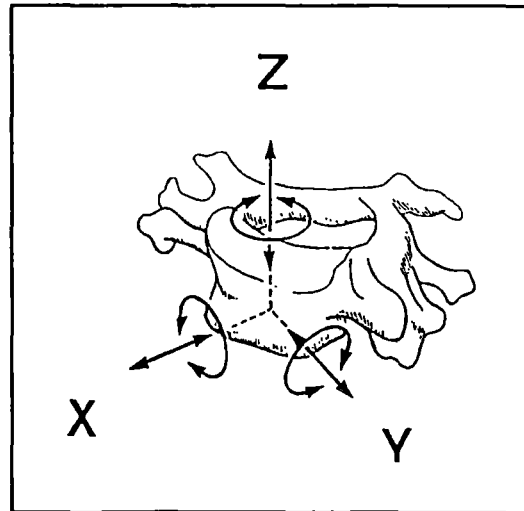


Figure 27: Repère orthonormé lié à la vertèbre caudale.

Les 6 déplacements élémentaires dans un tel référentiel sont:

Trois translations: $-T_X$, translation ventro-dorsale selon $(0, X)$

$-T_Y$, translation latéro-latérale selon $(0, Y)$

$-T_Z$, translation crânio-caudale selon $(0, Z)$

Trois rotations: $-R_X$, rotation selon $(0, X)$, nommée inclinaison latérale droite (sens +) et gauche (sens -), dont la valeur est donnée par l'angle α 12.

$-R_Y$, rotation selon $(0, Y)$, nommée flexion (sens +) et extension (sens -), dont la valeur est donnée par l'angle β 13.

$-R_Z$, rotation selon $(0, Z)$, nommée torsion axiale droite (sens -) et gauche (sens +), dont la valeur est donnée par l'angle γ 14.

Ces déplacements élémentaires sont mesurés par 7 capteurs résistifs alimentés par un courant continu (10 Volts), liés au cadre de mesure en "U":

- 3 capteurs linéaires (SFERNICE type 50 L) sont placés à droite mesurant les déplacements dans les 3 directions parallèles aux axes $(0, X)$, $(0, Y)$, $(0, Z)$, et 3 capteurs linéaires (SFERNICE type 50 L) sont placés à gauche de la même manière. Les groupes droit et gauche constituent chacun une tête micrométrique indépendante.

- 1 capteur angulaire (SFERNICE type 78 SF) est placé à droite mesurant la rotation autour de l'axe latéro-latéral $(0, Y)$.

Une intégration automatique des tensions des 7 capteurs donne la position linéaire et angulaire de la vertèbre sus-jacente par rapport à (0, X), à (0, Y) et à (0, Z.)

L'enregistrement de chaque mesure est décidé manuellement par un interrupteur. Les données sont alors traitées par le logiciel "NOTEBOOK LABTECH". Un écran couleur permet un contrôle visuel continu en représentant simultanément lors d'un cycle, les courbes déplacement-chargement des 6 déplacements élémentaires. Seules les 3 rotations élémentaires sont étudiées dans cette étude.

B) DEFINITION DES STATUTS LÉSIONNELS

Les 4 statuts lésionnels retenus pour cette étude sont, dans l'ordre de réalisation:

-lésion 0: segment mobile rachidien intact (Sain)

-lésion 1: section du ligament sus-épineux (SS) et du ligament inter-épineux (IS). Sur la figure 28, le plan de section est matérialisé par l'indicateur jaune.

-lésion 2: section du ligament jaune (LF) (cf figure 29)

-lésion 3: section des capsules articulaires droite et gauche (CA) (cf figure 29).

Ces sections sont effectuées à la lame froide n°11. Si le repérage des ligaments SS+IS, LF est aisé, la limite entre LF et CA peut paraître floue. Nous avons considéré comme limite latérale du LF le bord médial des massifs articulaires. Les capsules articulaires testées comprennent donc la portion capsulaire du LF à la face ventrale des articulations postérieures (cf description des capsules dans § Etude anatomique).

Pour être testée, l'unité fonctionnelle subie des sollicitations en flexion-extension (FE), en inclinaison latérale (IL), en torsion axiale (TA). Pour une sollicitation donnée, nous effectuons 4 cycles correspondant aux 4 statuts lésionnels expérimentaux.

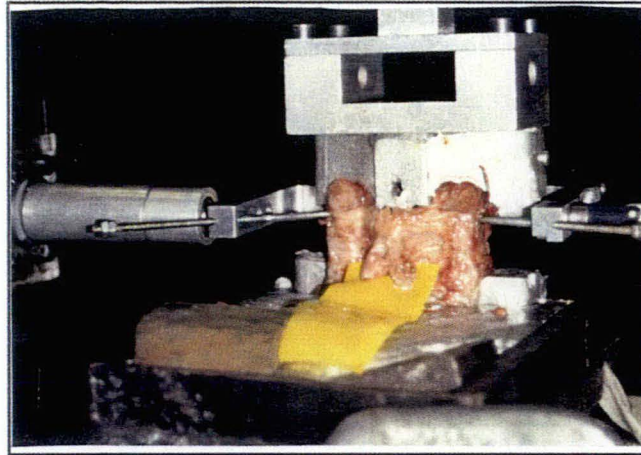


Figure 28: Section des ligaments sus- et inter-épineux.

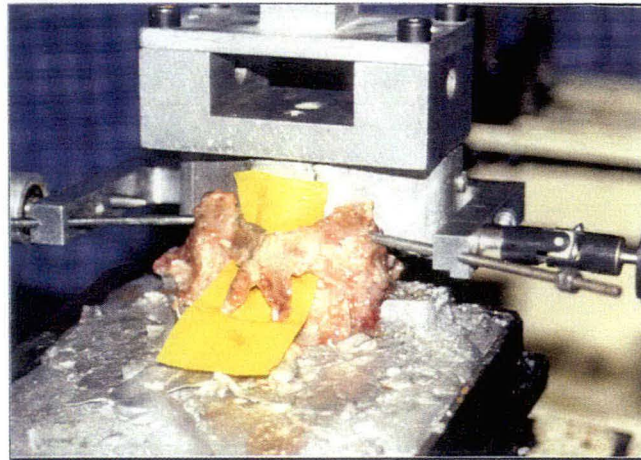


Figure 29: Section du ligament jaune.

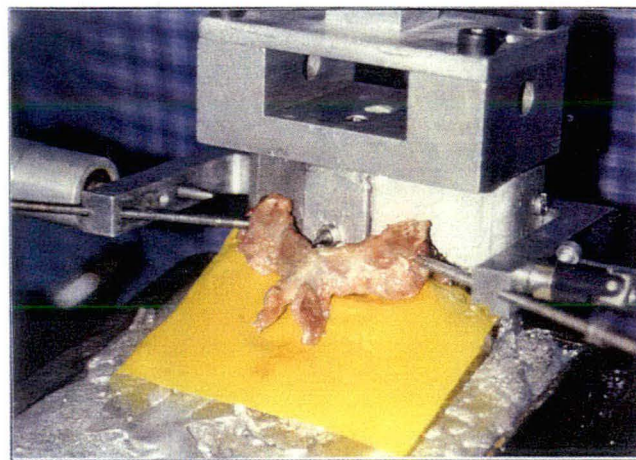


Figure 30: Section des capsules articulaires.

C - PROTOCOLE EXPERIMENTAL

1) Définition d'un cycle

Un cycle correspond à une sollicitation (FE, IL, ou TA) pour une lésion donnée.

Lors d'un cycle nous effectuons successivement:

-chargement lent —par paliers de 10 secondes— sans mesure, dans le sens de rotation principale positive (Flexion ou Inclinaison latérale droite ou torsion axiale droite).

-déchargement rapide avec mesure.

-chargement lent dans le sens négatif avec mesure.

-déchargement rapide avec mesure.

-chargement lent dans le sens initial, positif, avec mesure,

-déchargement rapide sans mesure

-détermination de la position "zéro" par enregistrement des coordonnées de la position où l'unité fonctionnelle se met spontanément en fin de cycle.

Le premier chargement sans mesure permet au montage de se "caler" et de s'affranchir des phénomènes de visco-élasticité des structures ligamentaires. Le chargement lent par palier de 10 secondes permet de ne pas majorer la rigidité du système ligamentaire testé (cf physiologie ligamentaire dans § Anatomie et biomécanique). L'effet de fluage est évité en veillant à ne pas maintenir le chargement trop au delà des 10 secondes avant l'enregistrement de la mesure. Seules les mesures obtenues lors des chargements sont prises en compte dans les différents calculs.

2) Déroulement d'un test pour une unité fonctionnelle

L'unité fonctionnelle décongelée est installée dans le dispositif. La température de la salle est d'environ 20°C. Nous évitons la déshydratation des ligaments par brumisation aqueuse à intervalles réguliers.

L'enchaînement est réalisé de la façon suivante:

-lésion 0: cycle en FE, puis en IL et enfin en TA.

-lésion 1: cycle en TA, puis en IL et enfin en FE.

-lésion 2: cycle en FE, puis en IL et enfin en TA.

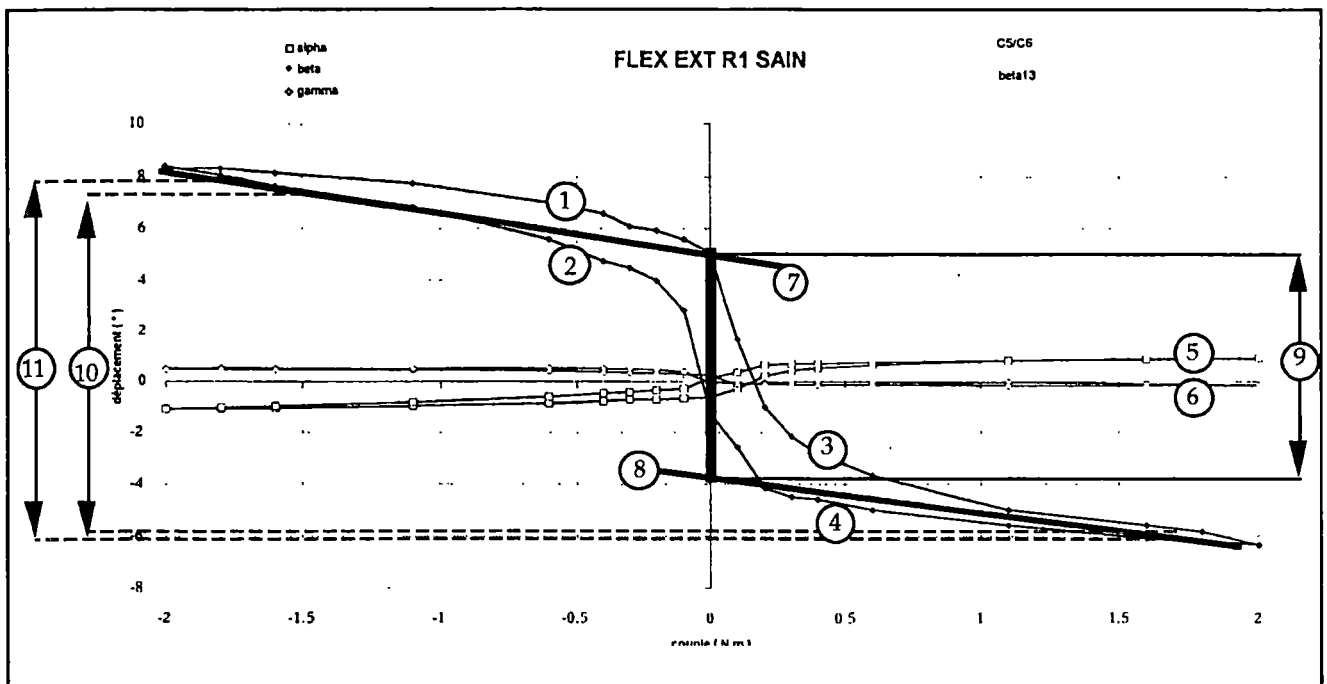
-lésion 3: cycle en TA, puis en IL et enfin en FE.

soit 3 x 4 cycles par unité fonctionnelle.

Durée moyenne d'un test: 4 heures.

D) COURBE EFFORT-DEPLACEMENT ANGULAIRE

A l'issue de chaque cycle 3 courbes matérialisant les 3 déplacements en rotation R_x , R_y et R_z dans les sens (+) et (-) sont obtenues sur le même graphique. Les couples, en Nm, figurent en abscisse, les déplacements angulaires, en degrés, figurent en ordonnée. Sur la figure 31, nous avons indiqué les 3 types de rotation, ainsi que les 5 paramètres servant à décrire ces courbes.



- | | |
|--|--|
| 1: déchargement en extension ($\beta < 0$) | 2: chargement en extension ($\beta < 0$) |
| 3: chargement en flexion ($\beta > 0$) | 4: déchargement en flexion ($\beta > 0$) |
| 5: inclinaison latéral (α) | |
| 6: torsion axiale (γ) | 7: flexibilité en extension |
| 8: flexibilité en flexion | |
| 9: amplitude en zone neutre | 10: amplitude à 1,6 Nm |
| | 11: amplitude à 1,8 Nm |

Figure 31: Graphique typique d'un cycle.

Ex: Cycle de sollicitation en flexion-extension pour la lésion 0.

Les courbes effort-déplacement des 3 rotations sont représentées, ainsi que les 5 paramètres permettant de décrire une courbe.

Pour décrire la courbe effort-déplacement d'une des 3 rotations, nous calculons les 5 paramètres suivants:

-L'amplitude du déplacement à 1,6 Nm, en degrés. Cette amplitude globale permet de s'affranchir la position du zéro imprécise.

-L'amplitude du déplacement à 1,8 Nm, en degrés. Cette amplitude globale permet de s'affranchir la position du zéro imprécise.

Ces 2 paramètres donnent une idée du comportement de l'UF dans la zone élastique.

-La flexibilité en zone élastique pour la rotation dans le sens positif (flexion, inclinaison latérale droite, torsion axiale droite). C'est la pente de la courbe entre les points de chargement à 1,1 Nm et à 2 Nm, en degrés par Nm. C'est l'inverse de la rigidité.

-La flexibilité en zone élastique pour la rotation dans le sens négatif (extension, inclinaison latérale gauche, torsion axiale gauche). C'est la pente de la courbe entre les points de chargement à -1,1 Nm et à -2 Nm, en degrés par Nm. C'est l'inverse de la rigidité.

-L'amplitude du déplacement en zone neutre, en degrés. Cette valeur se calcule par la différence entre les 2 points de l'axe des degrés donnés par l'intersection des 2 pentes en zone élastique et l'axe des degrés (cf figure 31). Nous avons vu dans le chapitre anatomie et biomécanique analytique la signification de cette zone.

E) MOUVEMENT PRINCIPAL - MOUVEMENT COUPLE

Lors de chaque cycle nous avons enregistré les déplacements des 3 rotations élémentaires. Le mouvement principal est défini par la rotation induite directement par le couple appliqué. Les 2 autres rotations définissent les mouvements couplés.

1) Sollicitation en flexion-extension

-Mouvement principal en flexion-extension.

-Mouvements couplés en inclinaison latérale et en torsion axiale de très faible amplitude (cf figure 31). Nous les avons négligés dans nos résultats.

2) Sollicitation en inclinaison latérale

-Mouvement principal en inclinaison latérale.

-Mouvement couplé en flexion-extension négligeable, mais mouvement couplé en torsion axiale important (cf figure 32).

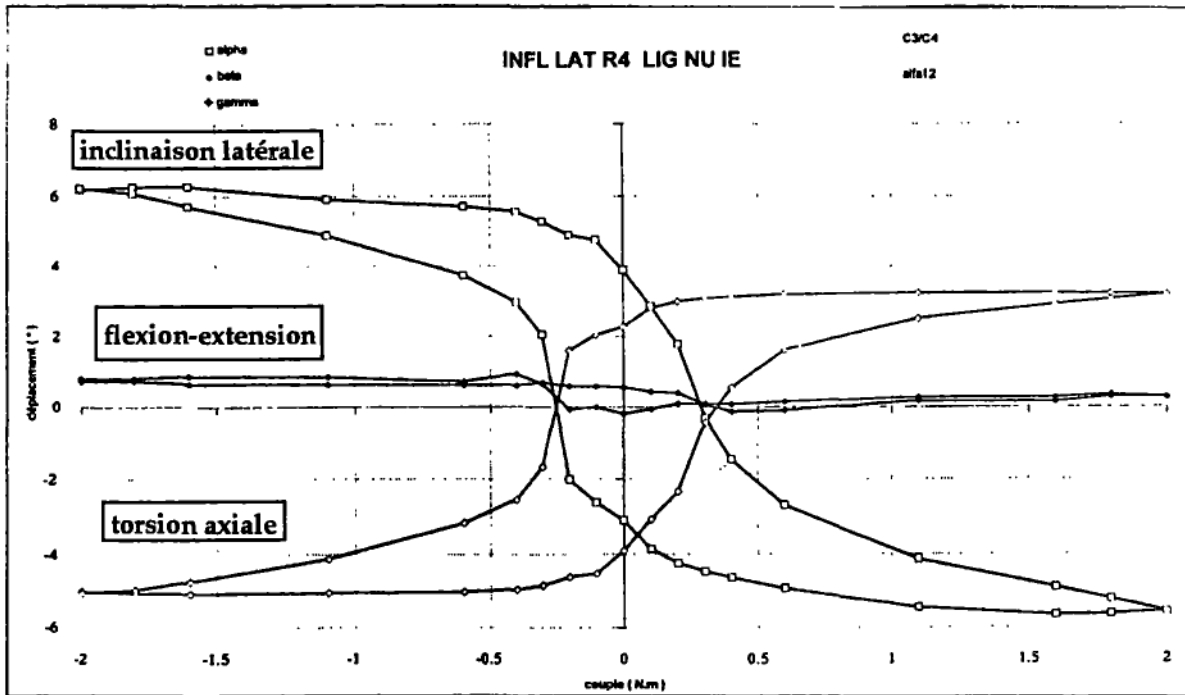


Figure 32: Exemple de graphique lors d'un cycle avec sollicitation en inclinaison latérale.

Rotation principale: Inclinaison latérale.

Rotations couplées: Flexion-extension et torsion axiale.

3) Sollicitation en torsion axiale

- Mouvement principal en torsion axiale.
- Mouvement couplé en flexion-extension négligeable, mais mouvement couplé en inclinaison latérale important (cf figure 33).

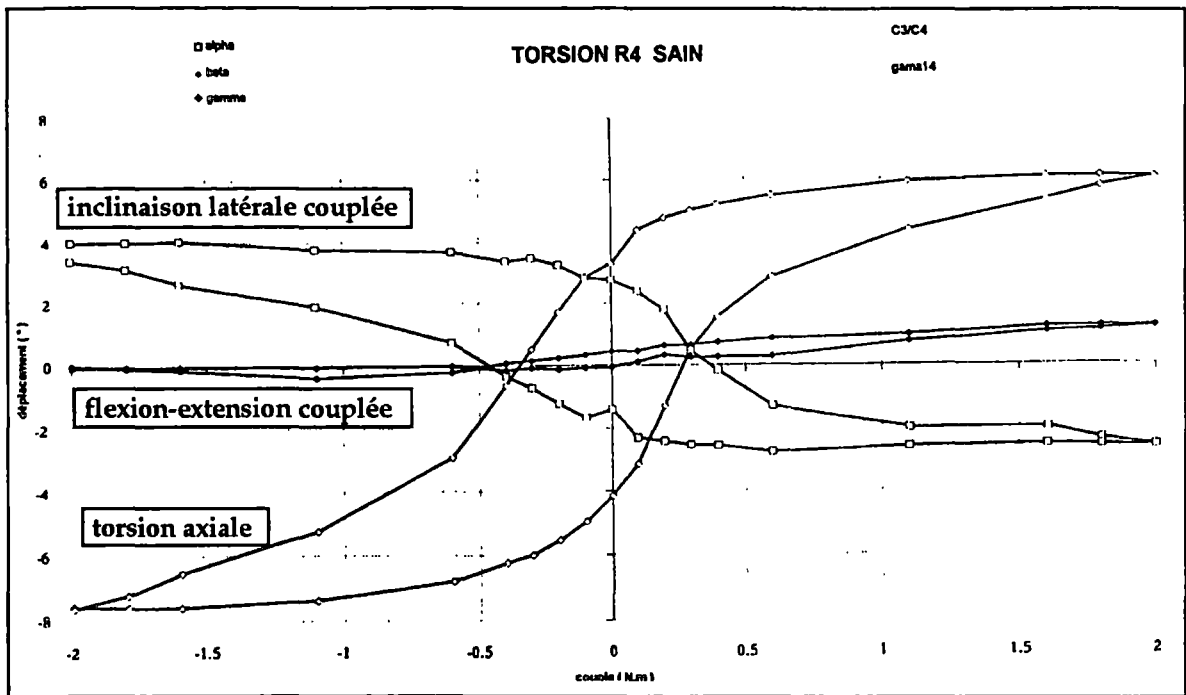


Figure 33: Exemple de graphique lors d'un cycle avec sollicitation en torsion axiale.

Rotation principale: torsion axiale.

Rotations couplées: Flexion-extension et Inclinaison latérale.

Dans l'analyse de l'effet de chaque lésion ligamentaire, nous négligerons les mouvements couplés de faible amplitude (cf plus haut). Nous ne donnerons que les résultats des valeurs suivantes, ceci pour les 8 unités fonctionnelles (UF):

-Déplacements et flexibilités en flexion-extension (mouvement principal) lors de la sollicitation en flexion-extension,

-déplacements et flexibilités en inclinaison latérale (mouvement principal) et en torsion axiale (mouvement couplé) lors de la sollicitation en inclinaison latérale,

-déplacements et flexibilités en torsion axiale (mouvement principal) et en inclinaison latérale (mouvement couplé) lors de la sollicitation en torsion axiale,

III) METHODE STATISTIQUE

Les résultats des 5 paramètres pré-cités sont exprimés sous forme de moyennes et d'écart-type, qui renseignent sur les variations inter-individuelles (entre les UF).

Pour mesurer l'influence d'un type lésionnel sur les paramètres de déplacement et de flexibilité, nous avons comparé chaque série de valeurs obtenues avec un type de lésion avec les autres séries. Nous avons utilisé des tests non paramétriques pour séries appariées. En effet nous avons pour chaque déplacement ou flexibilité choisi, 4 valeurs par UF correspondant aux 4 lésions (cf figure 34). Les groupes de 4 valeurs constituent des séries appariées (par UF). Compte tenu de la grande variabilité inter-individuelle, nous avons utilisé des tests statistiques portant sur les rangs des valeurs.

Le test de FRIEDMAN prend en compte simultanément les 4 séries; il est significatif (au risque $\alpha \leq 0,05$) si au moins une des séries est différente des autres (dans l'hypothèse H_0 , les 4 séries sont équivalentes).

Quand, pour un déplacement ou une flexibilité, le test de FRIEDMAN montre une différence significative, nous avons utilisé le test de WILCOXON (test non paramétrique comparant 2 séries appariées) pour comparer deux à deux les séries successives.

	SERIES			
	Lésion 0	Lésion 1	Lésion 2	Lésion 3
UF 1	•	•	•	•
UF 2	•	•	•	•
UF 3	•	•	•	•
UF 4	•	•	•	•
UF 5	•	•	•	•
UF 6	•	•	•	•
UF 7	•	•	•	•
UF 8	•	•	•	•
Moyennes	X	X	X	X

Figure 34: But des tests:

Comparer 4 séries (correspondant aux 4 lésions) appariées par UF.

Les moyennes ne sont pas comparées.

RESULTATS

Les résultats de chaque unité fonctionnelle (UF) testée dans cette étude, sont donnés en annexe à la fin de l'ouvrage: déplacement angulaire à 1,6 Nm, déplacement angulaire à 1,8 Nm, déplacement angulaire dans la zone neutre, flexibilité dans le sens positif de rotation (flexion, inclinaison latérale droite et torsion axiale droite), flexibilité dans le sens négatif de rotation (extension, inclinaison latérale gauche et torsion axiale gauche).

Nous exprimons dans ce chapitre les moyennes et écart-types effectuées pour les 8 UF confondues et les 5 UF C5-C6. Ces valeurs sont comparées par des tests statistiques non paramétriques (Cf § Matériel et méthodes).

Les types lésionnels sont nommés comme suit:

- sain = lésion 0
- section des ligaments inter-épineux et sus-épineux (IS+SS) = lésion 1
- section du ligament jaune (LF) = lésion 2
- section des capsules articulaires (CA) = lésion 3

Entre deux lésions successives l'accroissement du déplacement est exprimé en pourcentage du déplacement mesuré lors de la lésion précédente.

Dans l'étude des mouvements couplés, nous calculons pour chaque lésion le rapport déplacement dans le mouvement couplé/déplacement dans le mouvement principal. Nous quantifions ainsi le couplage et ses variations.

A la fin de chaque type de sollicitation un résumé en caractères gras est présenté; ceci pour faciliter la lecture des résultats.

- I -

**TESTS PORTANTS SUR TOUTES LES UNITES
FONCTIONNELLES CONFONDUES**

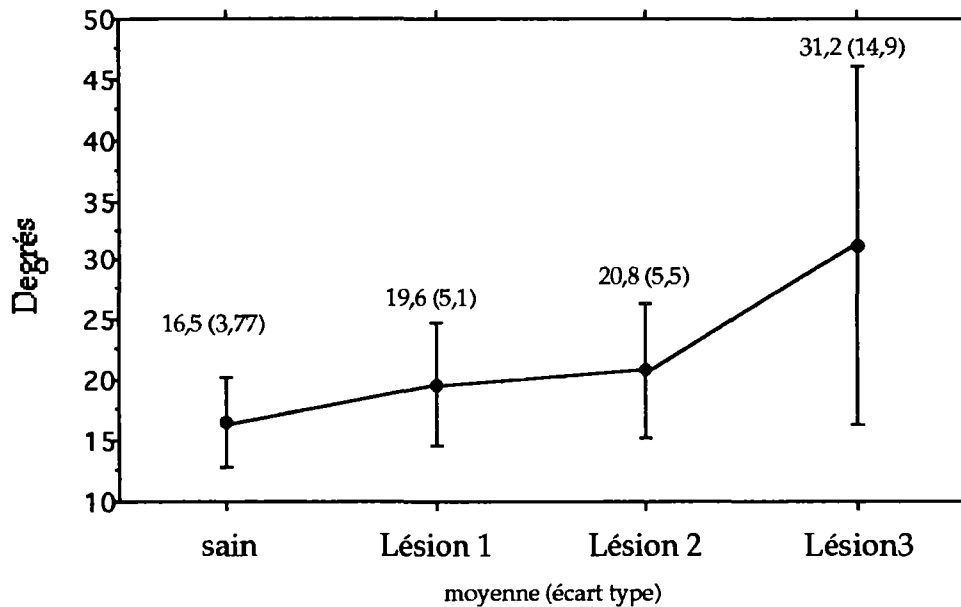
(8 UF)

Pour les 3 sollicitations (flexion-extension, inclinaison latérale, torsion axiale), nous avons étudié les mouvements principaux.

Nous ne donnons pas les résultats des mouvements couplés. De trop grandes différences entre les géométries des surfaces articulaires intervertébrales C3-C4 et C5-C6 (orientation des uncus et des facettes articulaires postérieures), rendent ces déplacements ininterprétables.

A - SOLLICITATION EN FLEXION-EXTENSION

1) DEPLACEMENT à 1,6 Nm en FLEXION-EXTENSION:



Le déplacement augmente après chaque section:

- Section des ligaments IS+SS: +18,7%.
- Section du LF: +6,1%
- Section des CA: +50%

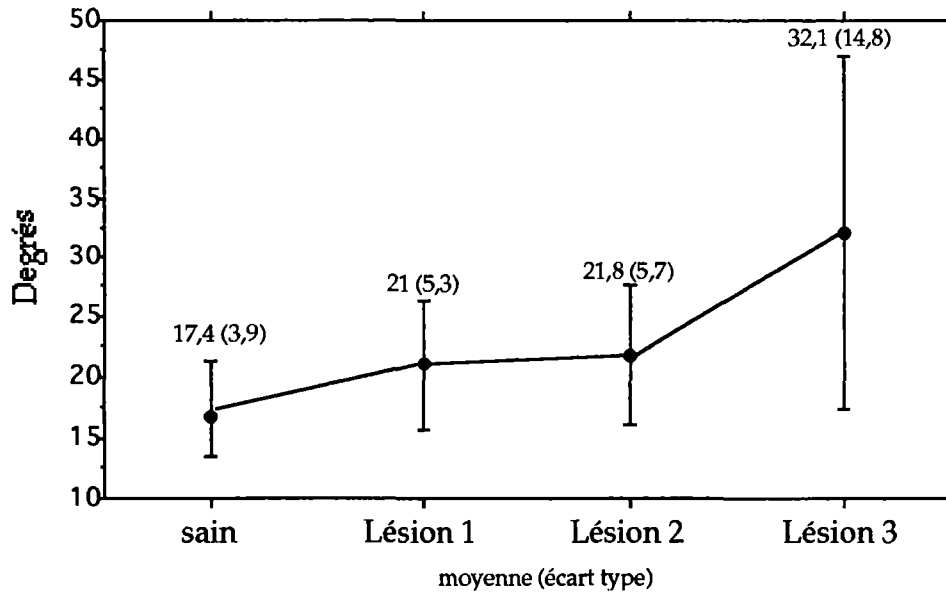
Les séries sont statistiquement différentes (FRIEDMAN; $p \leq 0,001$)

La différence est significative

- entre sain et section des ligaments IS+SS
- entre section du LF et section des CA (WILCOXON; $p \leq 0,05$).

Nous n'avons pas observé de différence entre section des ligaments IS+SS et section du LF (WILCOXON; $p > 0,05$).

2) DEPLACEMENT à 1,8 Nm en FLEXION-EXTENSION:



Le comportement à 1,6 Nm est identique au comportement à 1,8 Nm.

Le déplacement augmente après chaque section:

-Section des ligaments IS+SS: +20,6%.

-Section du LF: +3,8%

-Section des CA: +47,2%

Les séries sont statistiquement différentes (FRIEDMAN; $p \leq 0,001$).

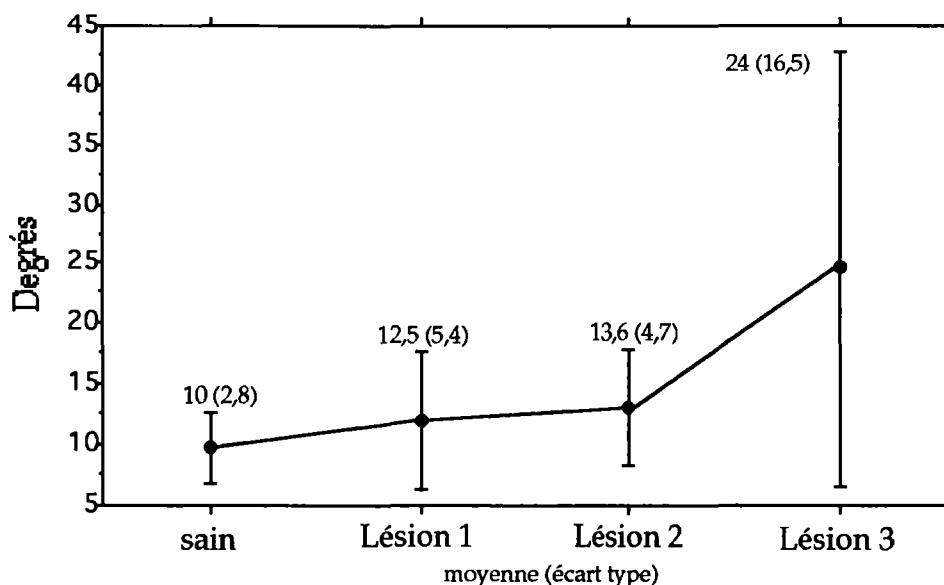
La différence est significative:

-entre sain et section des ligaments IS+SS (WILCOXON; $p \leq 0,05$)

-entre section du LF et section des CA (WILCOXON; $p \leq 0,05$).

Nous n'avons pas observé de différence entre section des ligaments IS+SS et section du LF (WILCOXON; $p > 0,05$).

3) DEPLACEMENT dans la ZONE NEUTRE en FLEXION-EXTENSION:



Le déplacement en zone neutre est identique au comportement en zone élastique à 1,6 et 1,8 Nm.

Le déplacement augmente après chaque section:

-Section des ligaments IS+SS: +25%.

-Section du LF: +8,7%

-Section des CA: +76,4%

Les séries sont statistiquement différentes (FRIEDMAN; $p \leq 0,001$).

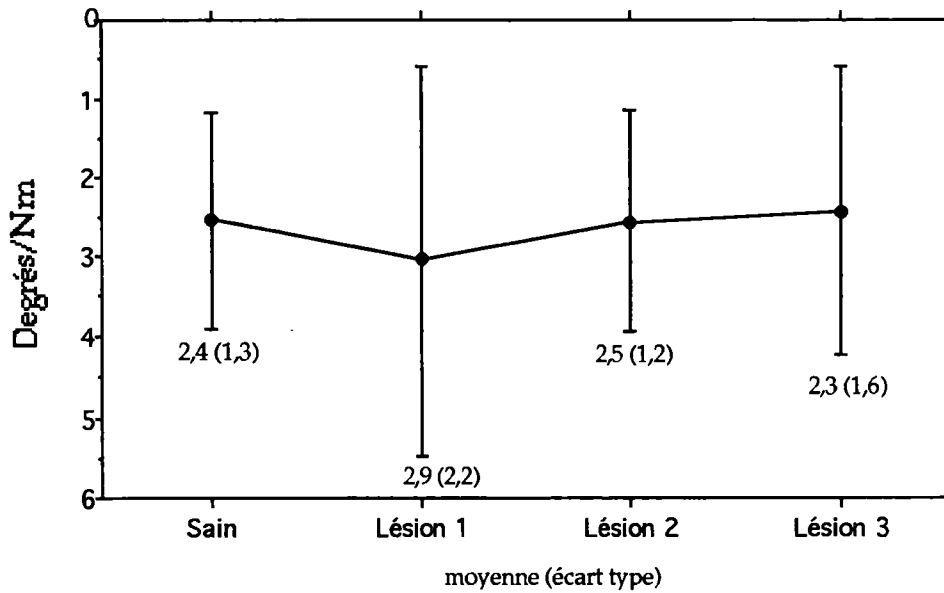
La différence est significative:

-entre sain et section des ligaments IS+SS (WILCOXON; $p \leq 0,05$)

-entre section du LF et section des CA (WILCOXON; $p \leq 0,05$).

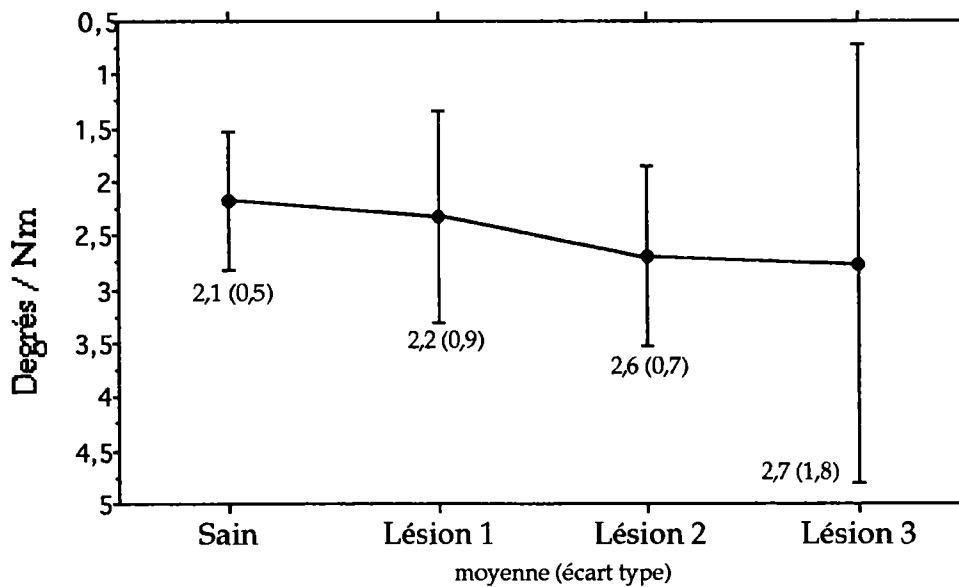
Nous n'avons pas observé de différence entre section des ligaments IS+SS et section du LF (WILCOXON; $p > 0,05$).

4) FLEXIBILITE en EXTENSION:



La flexibilité reste constante quelque soit la section ligamentaire.
 Nous n'avons pas observé de différences statistiques entre les séries (FRIEDMAN; $p > 0,05$).

5) FLEXIBILITE en FLEXION:



La flexibilité augmente lors de chaque lésion.

-Section des ligaments IS+SS: +4,7%.

-Section du LF: +18,1%

-Section des CA: +3,8%

Les séries sont statistiquement différentes (FRIEDMAN; $p \leq 0,05$).

La différence est significative entre section des ligaments IS+SS et section LF (WILCOXON; $p \leq 0,05$).

Nous n'avons pas observé de différence entre sain et section des ligaments IS+SS et entre section du LF et section CA (WILCOXON; $p > 0,05$).

6) RESUME DE LA SOLLICITATION EN FLEXION-EXTENSION:

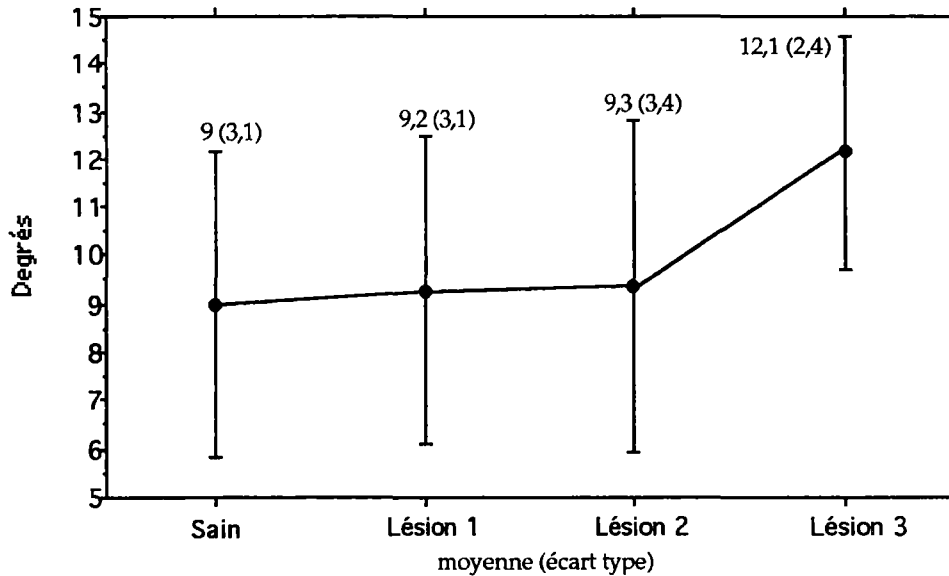
Les ligaments IS+SS et CA limitent l'amplitude du déplacement en flexion-extension dans la zone élastique (1,6 et 1,8 Nm) et dans la zone neutre.

Il n'a pas été observé d'effet limitant du LF sur l'amplitude du déplacement en flexion-extension dans la zone élastique et dans la zone neutre. Le LF contribue à la rigidité en flexion car sa section augmente la flexibilité de l'UF.

Il n'a pas été observé d'influence des ligaments LF et CA sur le comportement en extension de l'unité fonctionnelle. La section des ligaments IS+SS contribuent à la flexibilité en extension de l'UF; ceci n'est néanmoins pas significatif.

B - SOLLICITATION EN INCLINAISON LATÉRALE

1) DEPLACEMENT en INCLINAISON LATÉRALE à 1,6 Nm



Le déplacement augmente peu après la section des ligaments IS+SS (+2,2%) et la section du LF (+1%).

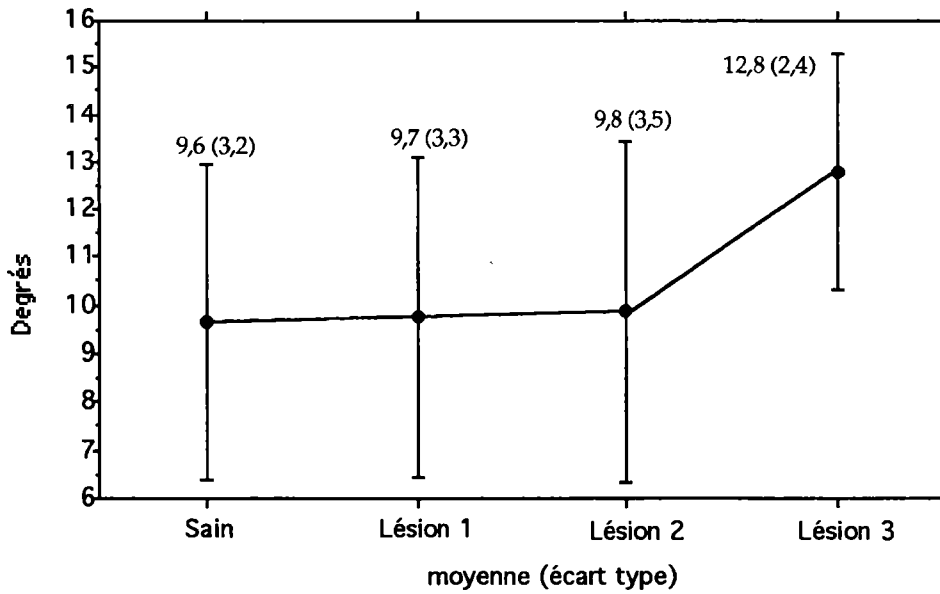
Par contre le déplacement augmente notablement après la section des CA (+30%).

Les séries sont statistiquement différentes (FRIEDMAN; $p \leq 0,05$)

La différence est significative entre section du LF et section des CA (WILCOXON; $p \leq 0,05$).

Nous n'avons pas observé de différence entre sain et section des ligaments IS+SS et entre section des ligaments IS+SS et section du LF (WILCOXON; $p > 0,05$).

2) DEPLACEMENT en INCLINAISON LATÉRALE à 1,8 Nm



Le déplacement n'augmente pas après la section des ligaments IS+SS (+1%) et la section du LF (+1%).

Par contre le déplacement augmente notablement après la section des CA (+30%).

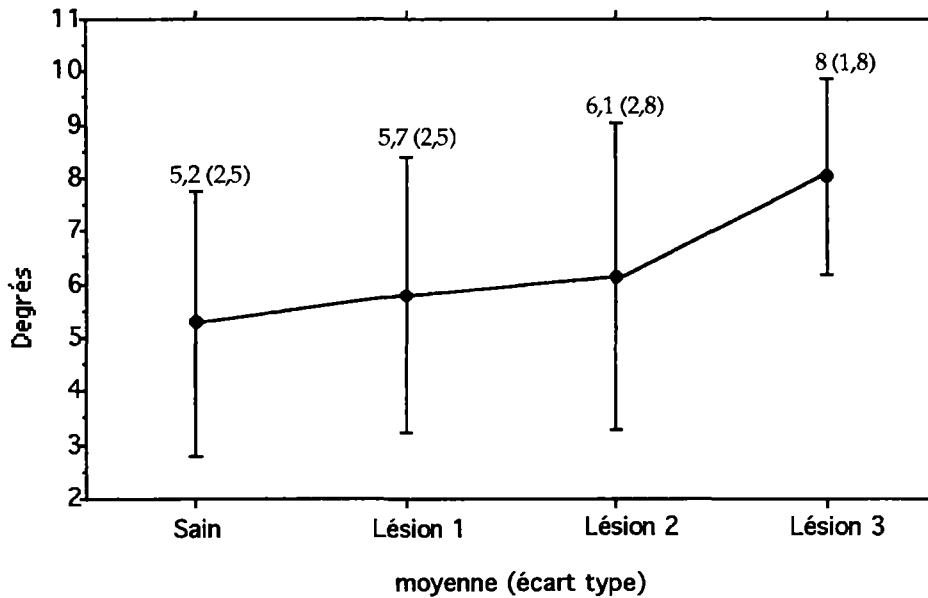
Le comportement à 1,8 Nm est identique au comportement à 1,6 Nm.

Les séries sont statistiquement différentes (FRIEDMAN; $p \leq 0,05$)

La différence est significative entre section du LF et section des CA (WILCOXON; $p \leq 0,05$).

Nous n'avons pas observé de différence entre sain et section des ligaments IS+SS et entre section des ligaments IS+SS et section du LF (WILCOXON; $p > 0,05$).

3) DEPLACEMENT dans la ZONE NEUTRE en INCLINAISON LATÉRALE:



Le déplacement augmente après chaque section:

-Section des ligaments IS+SS: +9,6%.

-Section du LF: +7%

-Section des CA: +31%

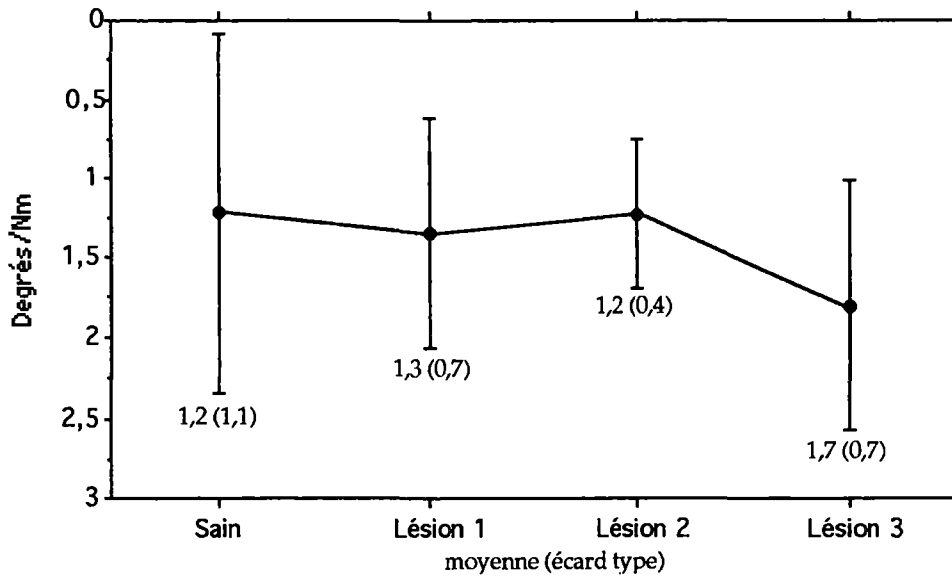
Le comportement en zone neutre est identique au comportement en zone élastique. Les accroissements lors de la section des ligaments IS+SS et section du LF sont toutefois plus importants en zone neutre.

Les séries sont statistiquement différentes (FRIEDMAN; $p \leq 0,05$).

La différence est significative entre section du LF et section des CA (WILCOXON; $p \leq 0,05$).

Nous n'avons pas observé de différence entre sain et section des ligaments IS+SS et entre section des ligaments IS+SS et section du LF (WILCOXON; $p > 0,05$).

4) FLEXIBILITE en INCLINAISON LATÉRALE GAUCHE

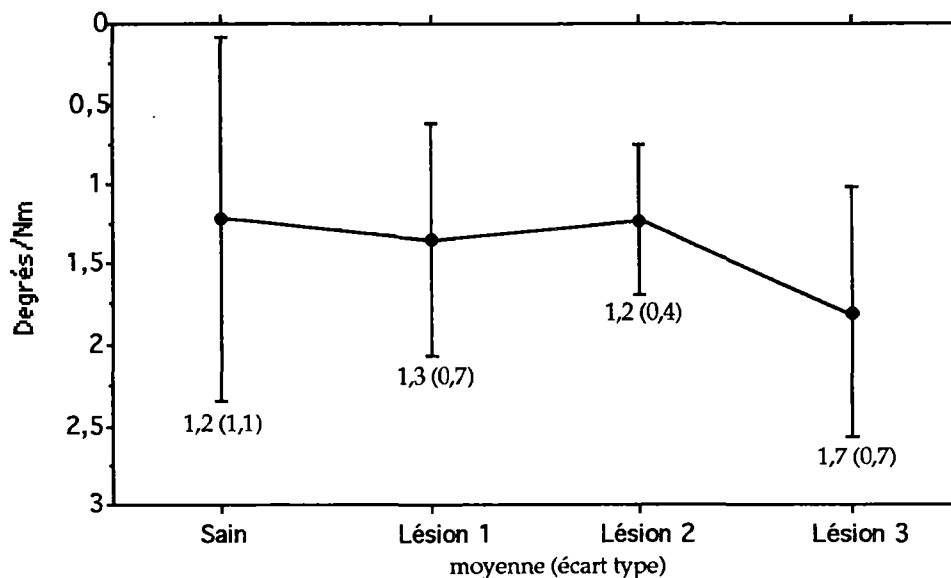


La flexibilité oscille autour d'une valeur constante pour sain, la section des ligaments IS+SS et pour la section du LF.

la flexibilité augmente notablement après la section des CA (+41,6%).

Les séries ne sont pas différentes statistiquement (FRIEDMAN; $p > 0,05$)

5) FLEXIBILITE en INCLINAISON LATÉRALE DROITE



Même commentaire qu'en inclinaison latérale gauche.

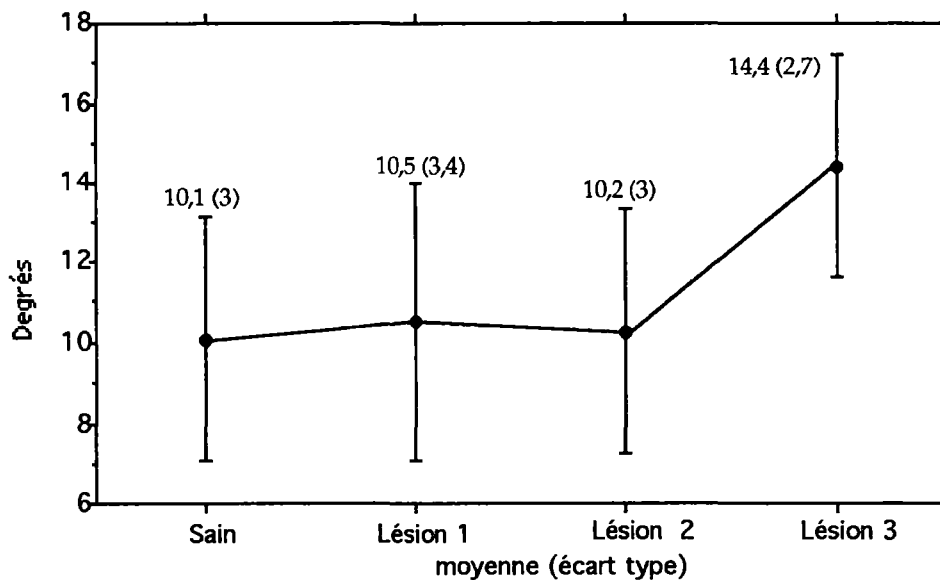
6) RESUME DE LA SOLLICITATION EN INCLINAISON LATÉRALE:

Les CA limitent l'amplitude du déplacement en inclinaison latérale dans la zone élastique et dans la zone neutre. Les CA participent à la rigidité de l'UF en inclinaison latérale, car leur section entraîne une augmentation de la flexibilité. Ce dernier point n'est toutefois pas vérifié statistiquement.

Il n'a pas été observé d'influence des ligaments IS+SS et LF sur l'amplitude du déplacement et la flexibilité en inclinaison latérale dans la zone élastique. Par contre, dans la zone neutre les ligaments IS+SS et LF semblent limiter le déplacement sans toutefois que l'on puisse dégager statistiquement la réalité de cette action.

C - SOLLICITATION EN TORSION AXIALE

1) DEPLACEMENT en TORSION AXIALE à 1,6 Nm:



Le déplacement augmente après la section des ligaments IS+SS (+3,9%) et après la section des CA (+41,1%).

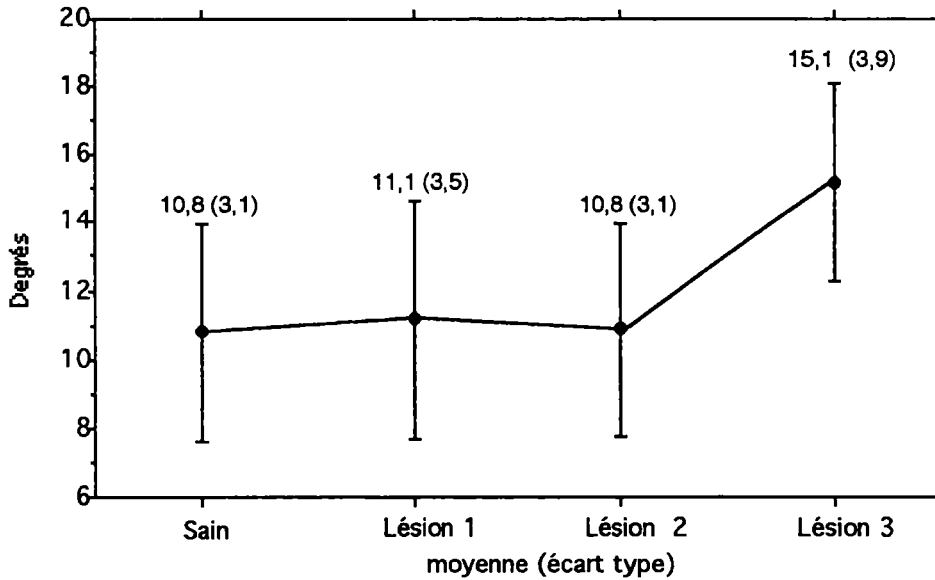
La variation négative du déplacement après la section du LF (-2,8%) signifie une absence de déplacement.

Les séries sont statistiquement différentes (FRIEDMAN; $p \leq 0,05$).

La différence est significative entre sain et section des ligaments IS+SS et entre section du LF et section des CA (WILCOXON; $p \leq 0,05$).

Nous n'avons pas observé de différence statistique entre section des ligaments IS+SS et section du LF (WILCOXON; $p > 0,05$).

2) DEPLACEMENT en TORSION AXIALE à 1,8 Nm



Le comportement à 1,8 Nm est identique au comportement à 1,6 Nm.

Le déplacement augmente après la section des ligaments IS+SS (+2,7%) et après la section des CA (+39,8%).

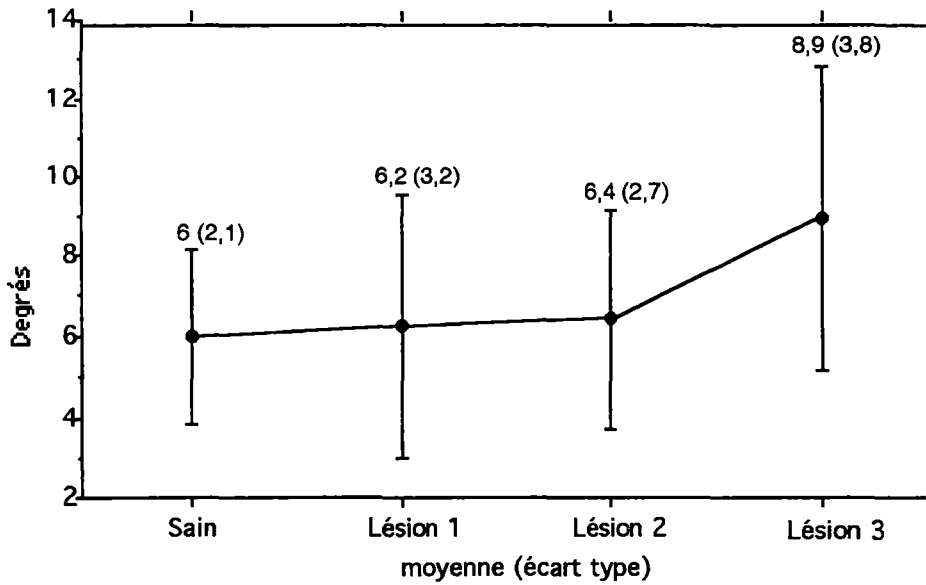
La variation négative du déplacement après la section du LF (-2,7%) signifie une absence de déplacement.

Les séries sont statistiquement différentes (FRIEDMAN; $p \leq 0,05$).

La différence est significative entre sain et section des ligaments IS+SS et entre section du LF et section des CA (WILCOXON; $p \leq 0,05$).

Nous n'avons pas observé de différence statistique entre section des ligaments IS+SS et section du LF (WILCOXON; $p > 0,05$).

3) DEPLACEMENT en TORSION AXIALE dans la ZONE NEUTRE:



Le déplacement augmente après chaque section:

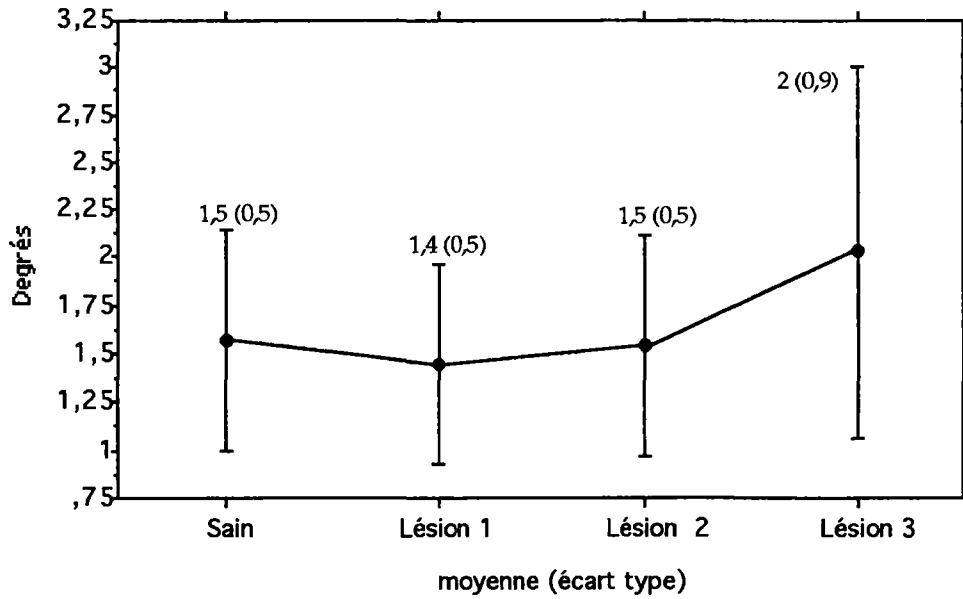
- section des ligaments IS+SS (+3,3%)
- section du LF (+3,2%)
- section des CA (+39%)

Les séries sont statistiquement différentes (FRIEDMAN; $p \leq 0,05$).

La différence est significative entre section du LF et section des CA (WILCOXON; $p \leq 0,05$).

Nous n'avons pas observé de différence statistique entre sain et section des ligaments IS+SS et entre section des ligaments IS+SS et section du LF (WILCOXON; $p > 0,05$).

4) FLEXIBILITE en TORSION AXIALE GAUCHE:

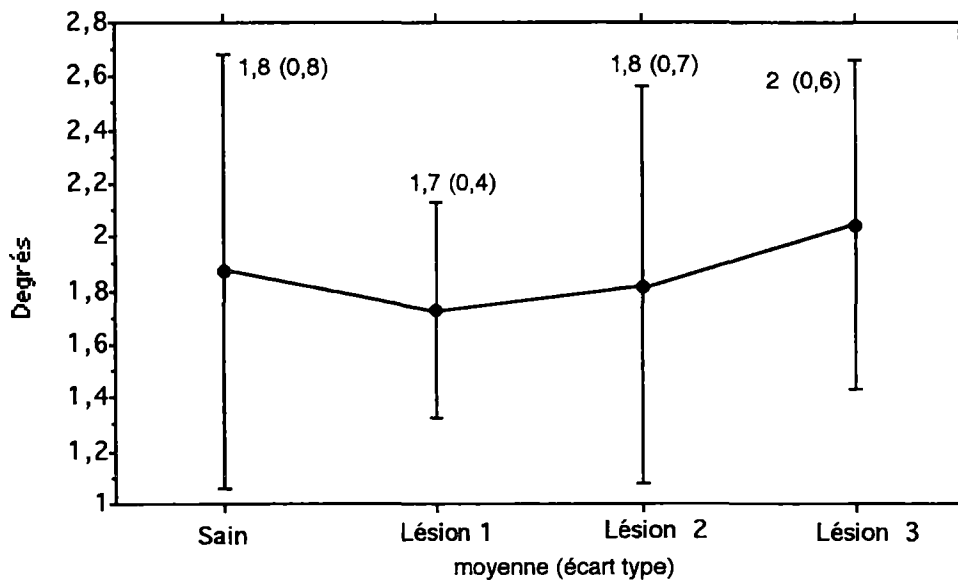


La flexibilité oscille autour d'une valeur constante pour sain, la section des ligaments IS+SS et pour la section du LF.

La flexibilité augmente après la section des CA (+33,3%).

Les séries ne sont pas différentes statistiquement (FRIEDMAN; $p > 0,05$)

5) FLEXIBILITE en TORSION AXIALE DROITE:



Même commentaire qu'en torsion axiale gauche.

La flexibilité augmente de 11,1% après la section des CA.

6) RESUME DE LA SOLLICITATION EN TORSION AXIALE:

Les ligaments IS+SS limitent l'amplitude du déplacement en torsion axiale dans la zone élastique, mais pas dans la zone neutre.

Les CA limitent l'amplitude du déplacement en torsion axiale dans la zone élastique et dans la zone neutre.

Les CA semblent contribuer à la rigidité de l'UF en torsion axiale, car la flexibilité augmente notablement après leur section. Toutefois nous ne pouvons pas dégager statistiquement la réalité de cette action.

Il n'a pas été observé d'influence du LF sur le comportement en torsion axiale de l'UF.

- II -

**TESTS PORTANTS UNIQUEMENT SUR LES
UNITES FONCTIONNELLES C5-C6**

(5 UF)

Il nous a paru intéressant d'exprimer séparément les résultats des UF C5-C6. Elles constituent un groupe homogène dans leurs caractéristiques anatomiques:

- vertèbres plus volumineuses qu'en C3-C4 facilitant la fixation du dispositif,
- orientations spécifiques des uncus et des facettes articulaires postérieures,
- programme fonctionnel commun des UF C5-C6, réalisant à ce niveau la zone charnière cervicale physiologique de l'adulte.

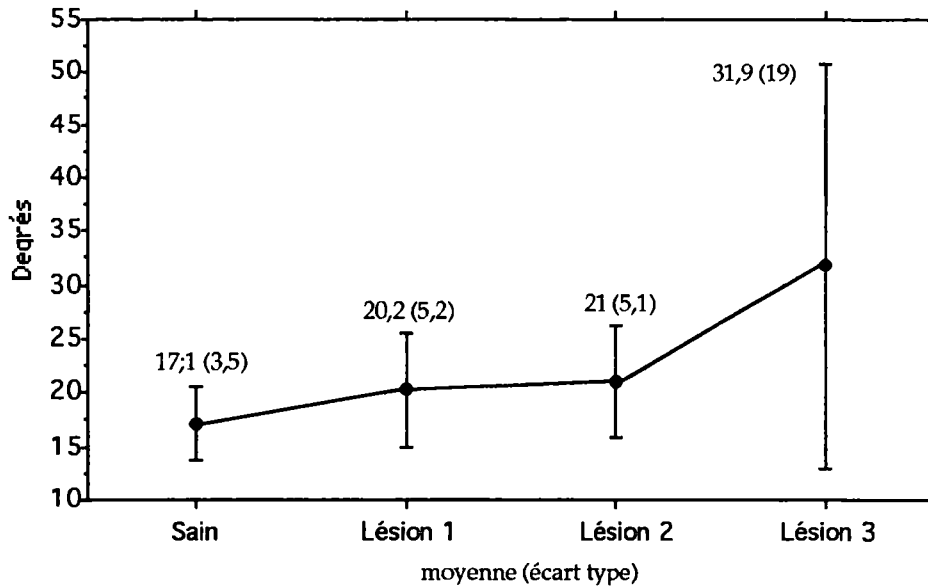
Pour les 3 sollicitations, nous donnons les 3 mouvements principaux en flexion-extension (FE), en inclinaison latérale (IL) et en torsion axiale (TA), mais aussi les mouvements couplés. Nous entendons par mouvements couplés (cf § Matériel et méthodes):

- l'IL couplée lors de la sollicitation de l'unité fonctionnelle en TA
- la TA couplée lors de la sollicitation de l'unité fonctionnelle en IL

Ce choix impose un faible effectif (5 unités fonctionnelles), qui rend les résultats difficilement interprétables statistiquement. En effet, la différence entre une série et les autres (FRIEDMAN) risque de ne pas être vu si une seule valeur de cette série n'occupe pas le même rang que les autres valeurs. Il en est de même pour la comparaison de séries deux à deux (WILCOXON).

A - SOLLICITATION EN FLEXION-EXTENSION

1) DEPLACEMENT en FLEXION-EXTENSION à 1,6 Nm:



Le déplacement augmente après chaque section:

- Section des ligaments IS+SS: +18%.
- Section du LF: +3,9%
- Section des CA: +51,9%

Les séries sont statistiquement différentes (FRIEDMAN; $p \leq 0,05$).

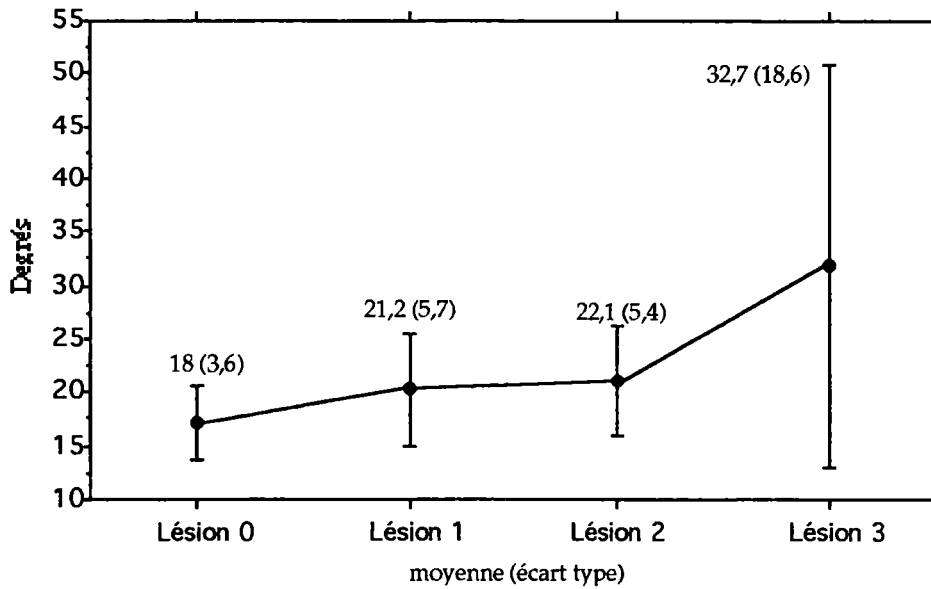
La différence est significative:

-entre sain et section des ligaments IS+SS (WILCOXON; $p \leq 0,05$)

-entre section du LF et section des CA (WILCOXON; $p \leq 0,05$)

Nous n'avons pas observé de différence entre section des ligaments IS+SS et section du LF (WILCOXON; $p > 0,05$).

2) DEPLACEMENT en FLEXION-EXTENSION à 1,8 Nm:



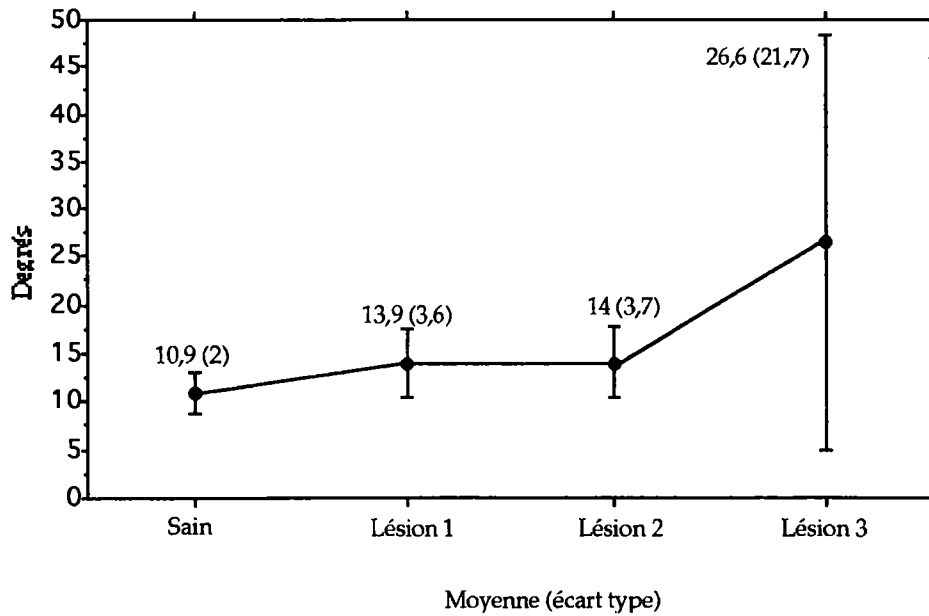
Le déplacement augmente après chaque section:

- Section des ligaments IS+SS: +17,7%.
- Section du LF: +4,2%
- Section des CA: +47,9%

Les séries sont statistiquement différentes (FRIEDMAN; $p \leq 0,05$).

La différence n'est significative qu'entre sain et section des ligaments IS+SS (WILCOXON; $p \leq 0,05$).

3) DEPLACEMENT en FLEXION-EXTENSION dans la ZONE NEUTRE:



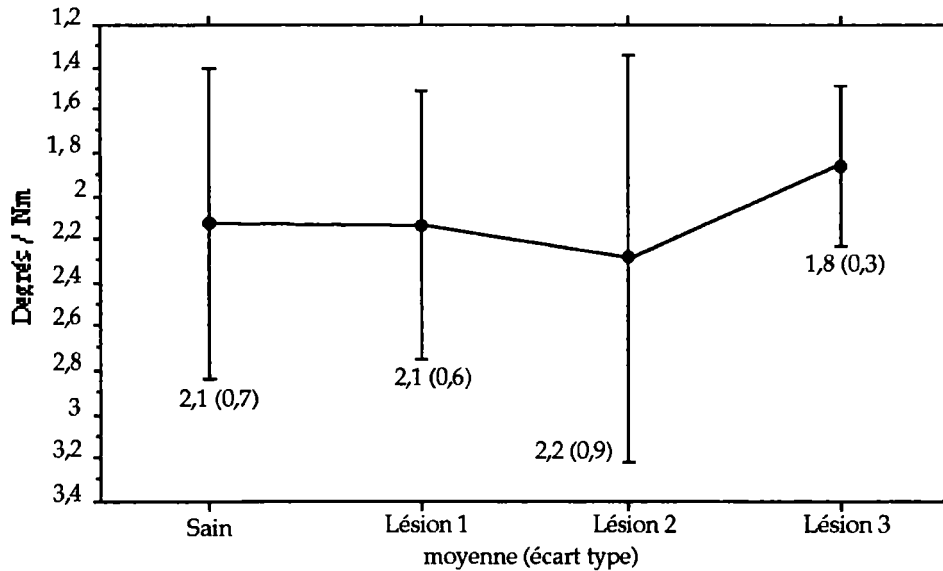
Le déplacement augmente après chaque section:

- Section des ligaments IS+SS: +27,5%.
- Section du LF: <1%
- Section des CA: +90%

Les séries sont statistiquement différentes (FRIEDMAN; $p \leq 0,05$).

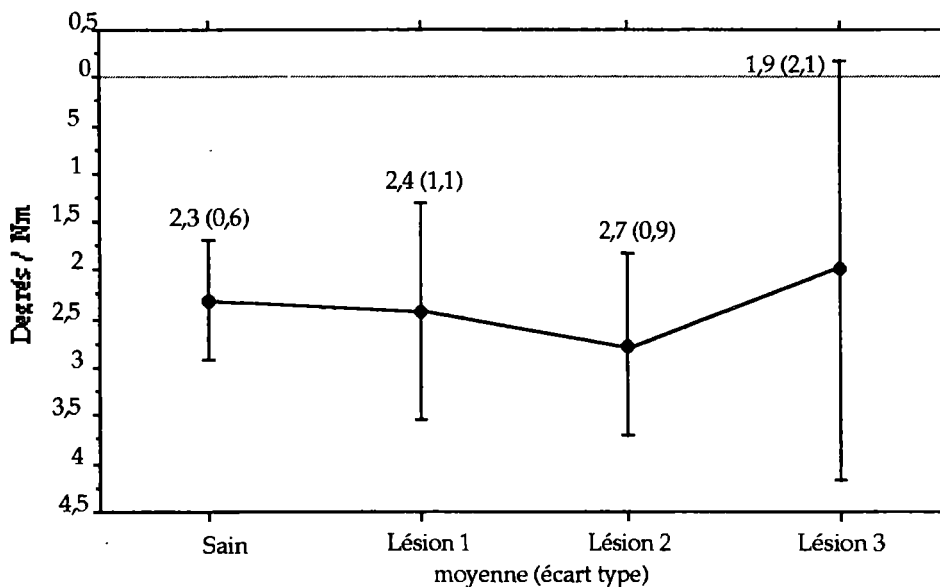
La différence n'est significative qu'entre sain et section des ligaments IS+SS (WILCOXON; $p \leq 0,05$).

4) FLEXIBILITE en EXTENSION:



Les séries ne sont pas différentes statistiquement (FRIEDMAN; $p \geq 0,05$).

5) FLEXIBILITE en FLEXION:



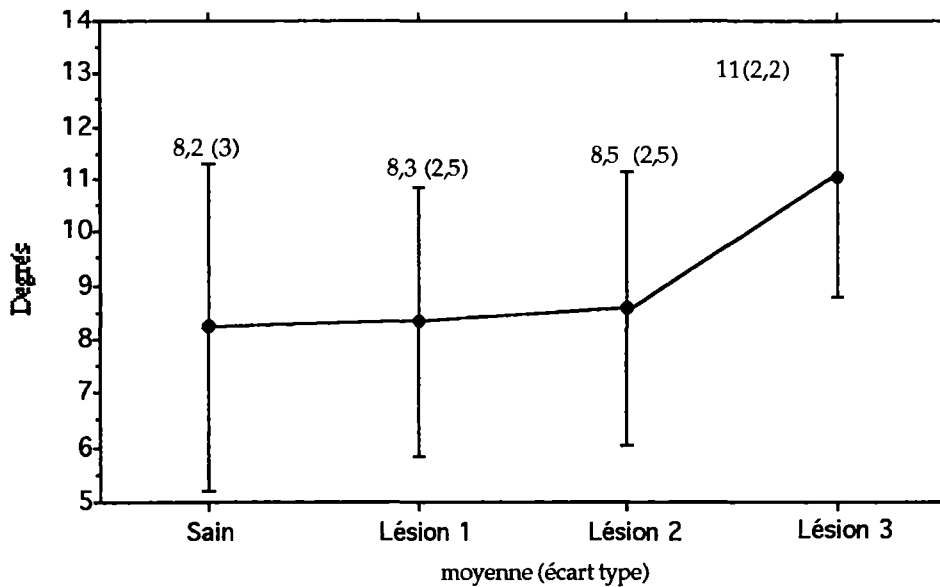
Les séries ne sont pas différentes (FRIEDMAN; $p \geq 0,05$).

6) RESUME DE LA SOLLICITATION EN FLEXION-EXTENSION:

Nous trouvons un comportement des 5 UF C5-C6 en flexion-extension identique à celui des 8 UF confondues: limitation des amplitudes du déplacement dans la zone élastique et dans la zone neutre par les ligaments IS+SS et CA. Toutefois seule l'hypothèse de l'action des ligaments IS+SS est vérifiée statistiquement.

B - SOLLICITATION EN INCLINAISON LATÉRALE: Mouvement principal

1) DEPLACEMENT en INCLINAISON LATÉRALE à 1,6 Nm:

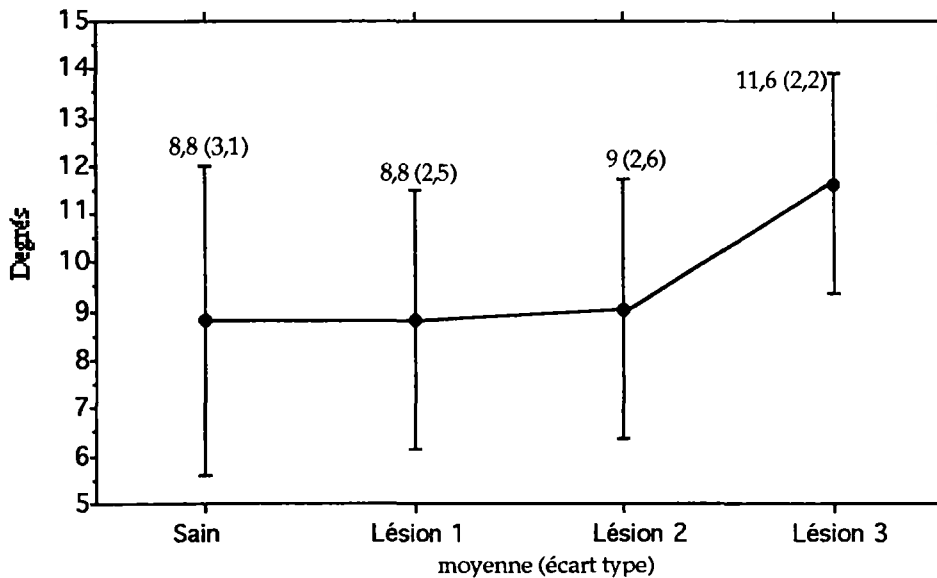


Le déplacement augmente peu après la section des ligaments IS+SS (+1,2%) et la section du LF (+2,4%).

La section des CA augmente notablement le déplacement (+29,4%).

Les séries ne sont pas différentes statistiquement ($p \geq 0,05$).

2) DEPLACEMENT en INCLINAISON LATÉRALE à 1,8 Nm:

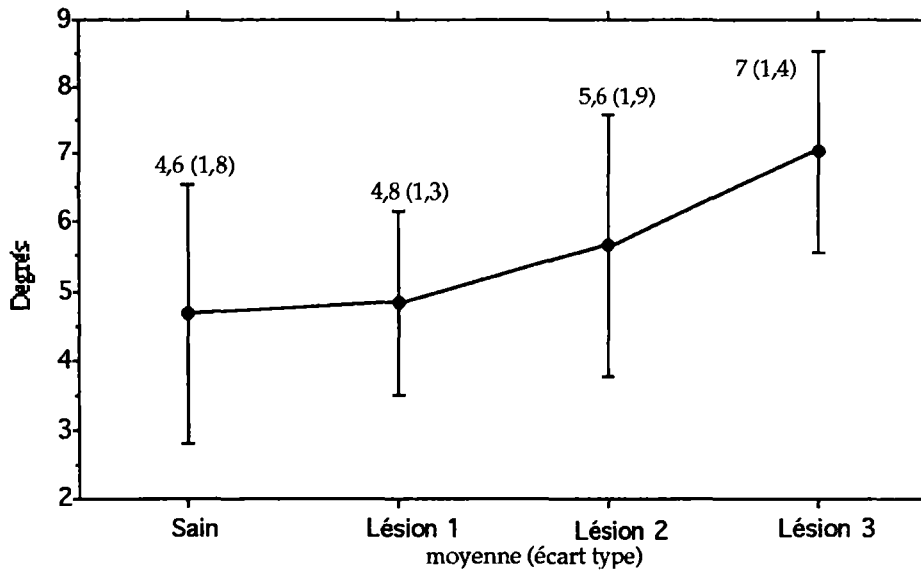


Le déplacement augmente peu ou pas après la section des ligaments IS+SS (+0%) et la section du LF (+2,2%).

La section des CA augmente notablement le déplacement (+28%).

Les séries ne sont pas différentes statistiquement (FRIEDMAN; $p \geq 0,05$).

3) DEPLACEMENT en INCLINAISON LATÉRALE dans la zone neutre:



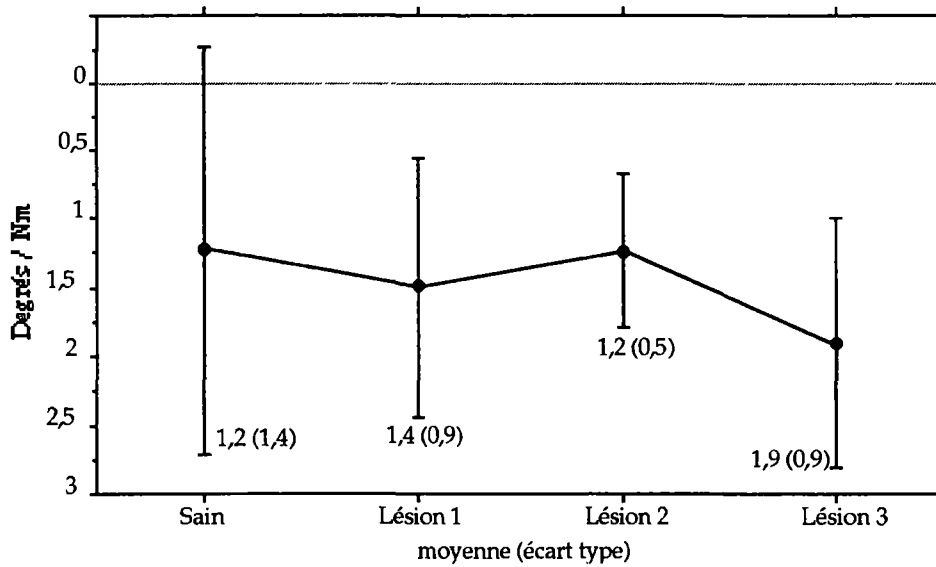
Le déplacement augmente après chaque section:

- Section des ligaments IS+SS: +4,3%.
- Section du LF: +16,6%
- Section des CA: +25%

Les séries sont statistiquement différentes (FRIEDMAN; $p \leq 0,05$).

La différence n'est significative qu'entre section du LF et section des CA (WILCOXON; $p \leq 0,05$).

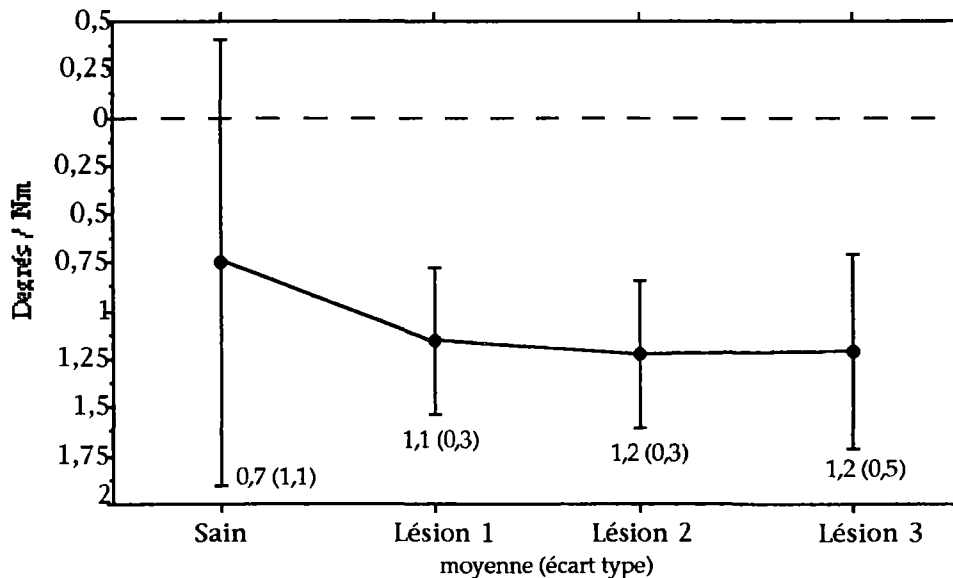
4) FLEXIBILITE en INCLINAISON LATÉRALE GAUCHE:



Les écart-types importants ne permettent pas d'interpréter les accroissements.

Les séries ne sont pas différentes statistiquement (FRIEDMAN; $p > 0,05$).

5) FLEXIBILITE en INCLINAISON LATÉRALE DROITE:



Mêmes commentaires que pour la flexibilité en inclinaison latérale gauche.



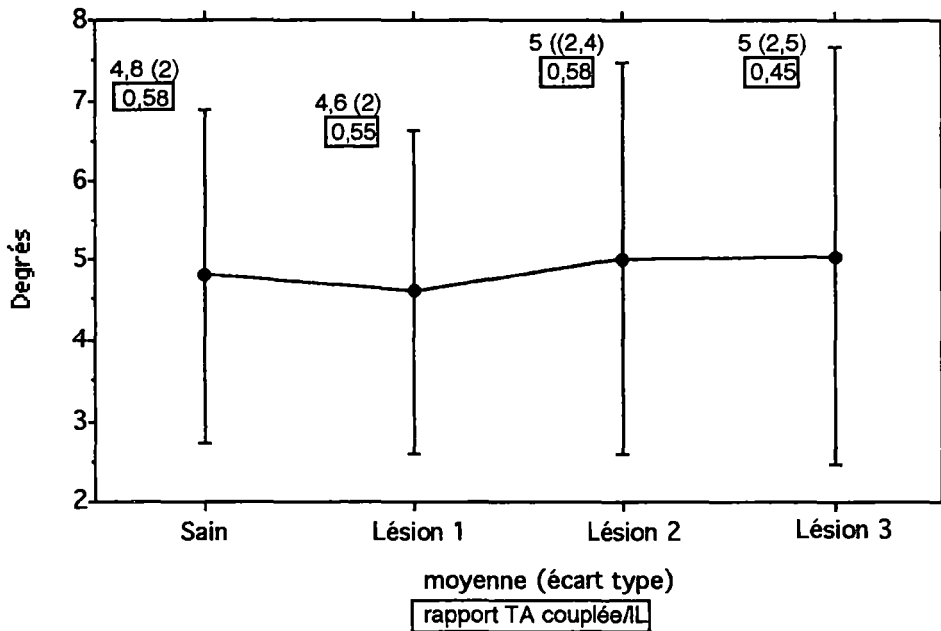
6) RESUME DE LA SOLLECITATION EN INCLINAISON LATÉRALE:
mouvement principal en inclinaison latérale.

Nous retrouvons en inclinaison latérale (mouvement principal) un comportement des 5 UF C5-C6 globalement identique au comportement des 8 UF confondues.

Seules les CA semblent limiter l'amplitude du déplacement dans la zone élastique et dans la zone neutre. Toutefois nous n'avons vérifié statistiquement cette hypothèse qu'en zone neutre.

C - SOLLECITATION EN INCLINAISON LATÉRALE: Mouvement couplé = torsion axiale

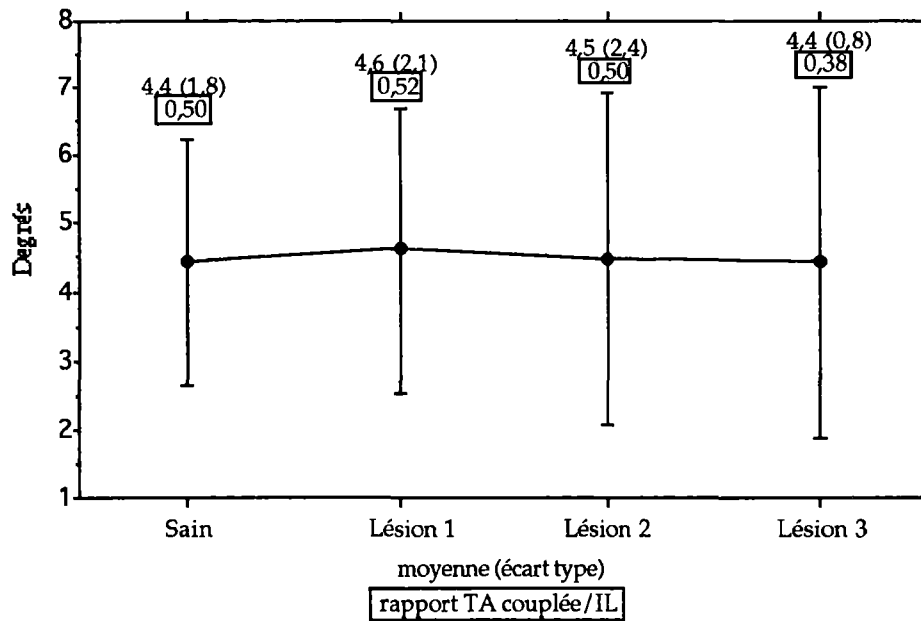
1) DEPLACEMENT en TORSION AXIALE COUPLEE à 1,6 Nm:



Le déplacement oscille autour d'une valeur constante quelque soient la lésion.

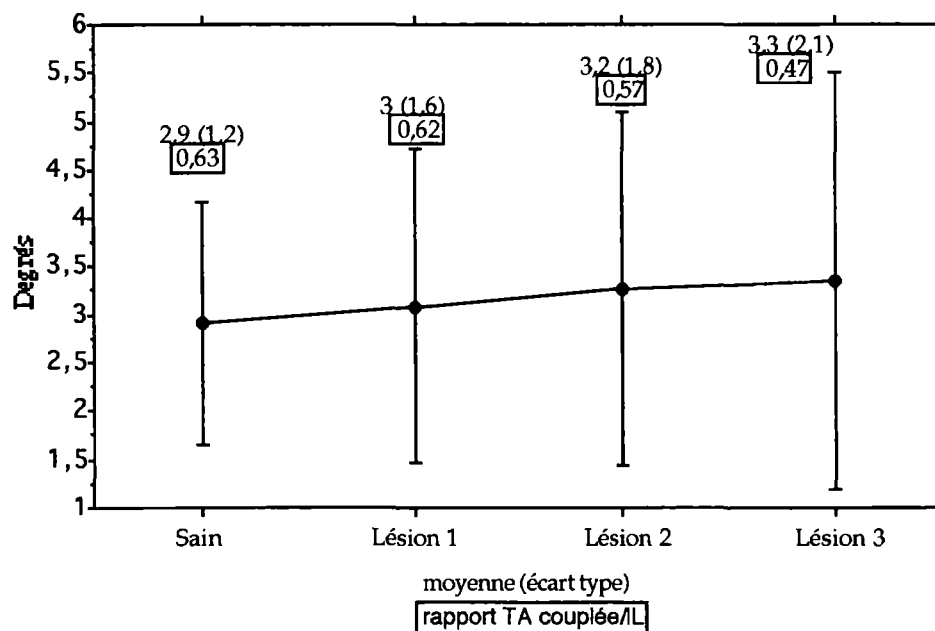
Les séries ne sont pas différentes statistiquement (FRIEDMAN; $p > 0,05$).

2) DEPLACEMENT en TORSION AXIALE COUPLEE à 1,8 Nm:



Mêmes commentaires qu'en torsion axiale couplée à 1,8 Nm.

3) DEPLACEMENT en TORSION AXIALE COUPLEE dans la zone neutre:



Le déplacement augmente très faiblement à chaque lésion.

Les séries ne sont pas différentes statistiquement (FRIEDMAN; $p > 0,05$).

4) RESUME DE LA SOLLICITATION EN INCLINAISON LATÉRALE: mouvement en torsion axiale couplée.

La valeur absolue du déplacement reste globalement constante:

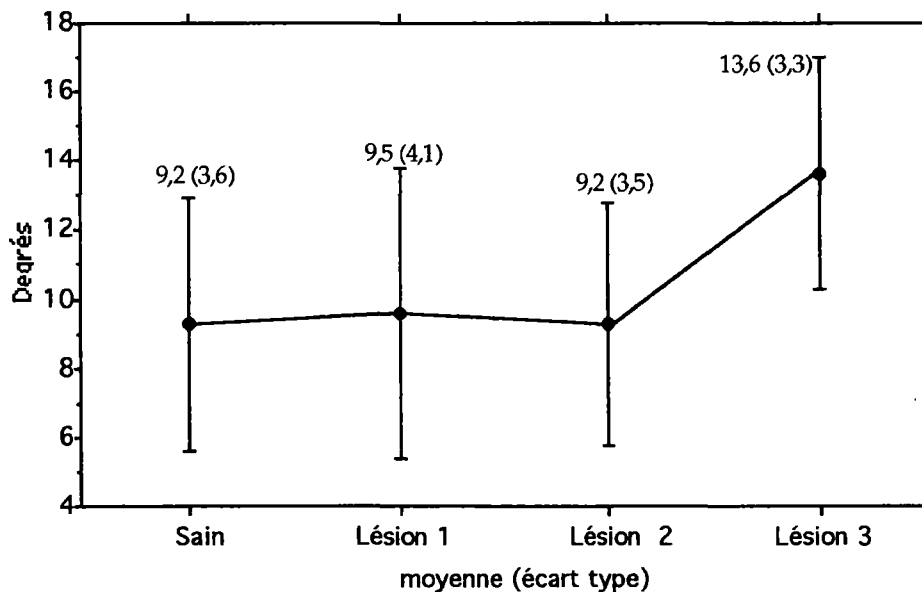
- Chargement à 1,6 Nm \Rightarrow 4,6 à 5°
- Chargement à 1,8 Nm \Rightarrow 4,4 à 4,6°
- Chargement dans la zone neutre \Rightarrow 2,9 à 3,3°

Le rapport torsion axiale couplée/inclinaison latérale reste également constant pour sain, après section des ligaments IS+SS et après section des LF. Après section des CA, ce rapport diminue car le dénominateur (mouvement principal en inclinaison latérale), croît fortement (+/-28%).

Aucune différence significative n'est observée entre les déplacements dans la zone élastique ou la zone neutre. Les sections ligamentaires n'influencent donc pas l'amplitude du déplacement en torsion axiale couplée.

D - SOLLICITATION EN TORSION AXIALE: Mouvement principal

1) DEPLACEMENT en TORSION AXIALE à 1,6 Nm:



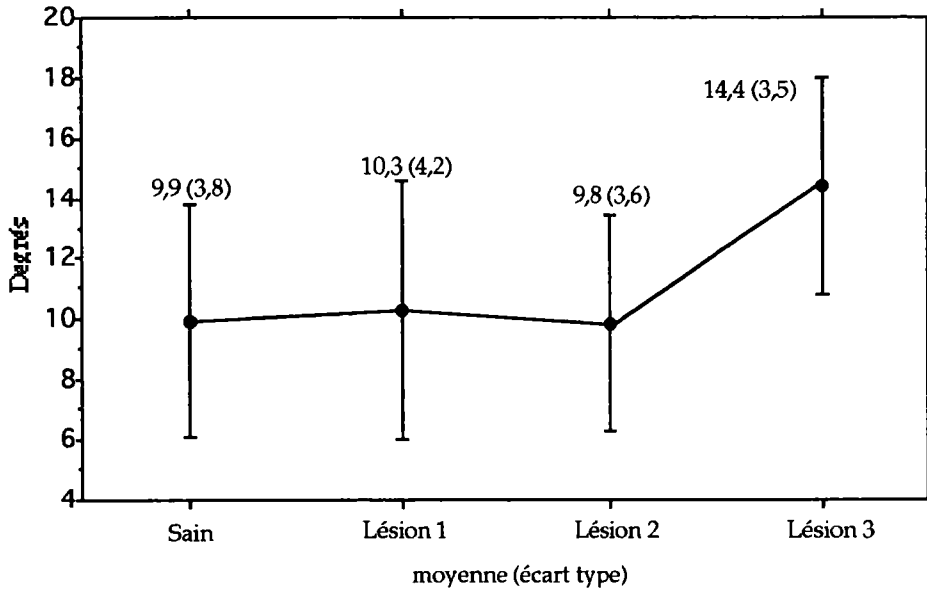
Le déplacement augmente après la section des ligaments IS+SS (+3,2%) et après la section des CA (+47,8%).

Les séries sont statistiquement différentes (FRIEDMAN; $p \leq 0,05$)

La différence est significative entre section du LF et section des CA (WILCOXON; $p \leq 0,05$).

Nous n'avons pas observé de différence statistique entre sain et section des ligaments IS+SS et entre section des ligaments IS+SS et section du LF (WILCOXON; $p > 0,05$).

2) DEPLACEMENT en TORSION AXIALE à 1,8 Nm:



Le comportement à 1,8 Nm est identique au comportement à 1,6 Nm.

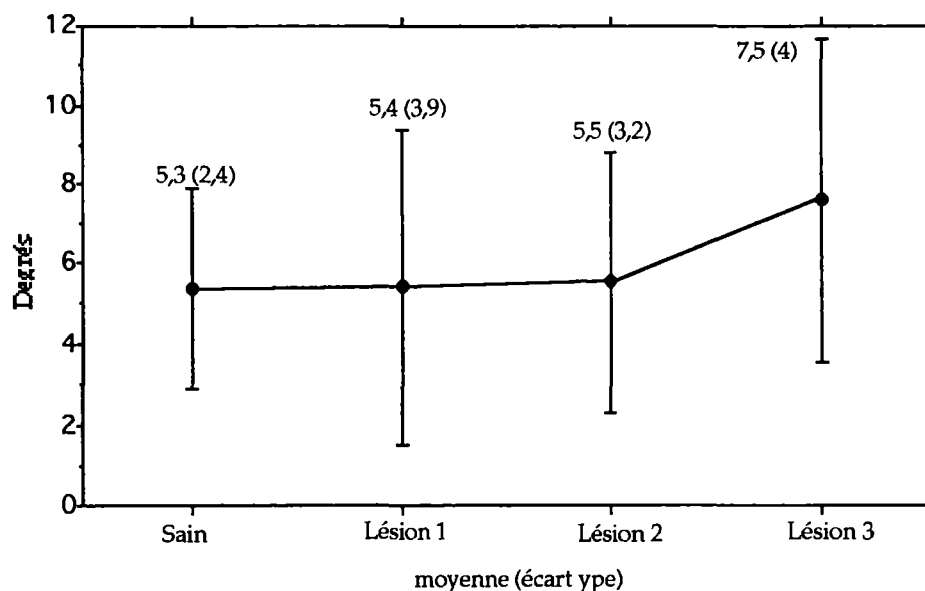
Le déplacement augmente après la section des ligaments IS+SS (+4%) et après la section des CA (+46,9%).

Les séries sont statistiquement différentes (FRIEDMAN; $p \leq 0,05$).

La différence est significative entre section du LF et section des CA (WILCOXON; $p \leq 0,05$).

Nous n'avons pas observé de différence statistique entre sain et section des ligaments IS+SS et entre section des ligaments IS+SS et section du LF (WILCOXON; $p > 0,05$).

3) DEPLACEMENT en TORSION AXIALE dans la zone neutre:

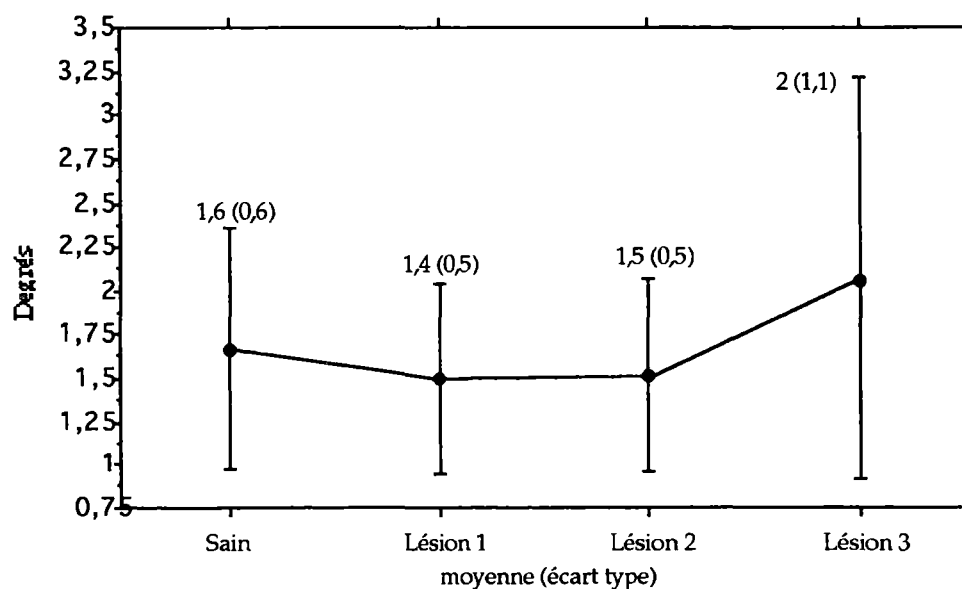


Le déplacement augmente très faiblement après section des ligaments IS+SS et après section du LF.

Le déplacement augmente notablement après section des CA (+36,3%).

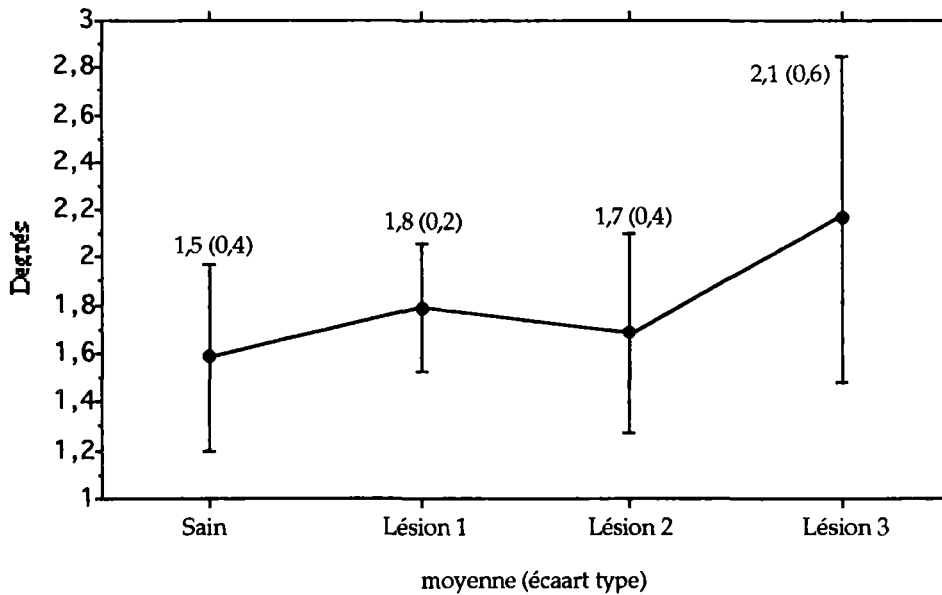
Les séries ne sont pas différentes statistiquement (FRIEDMAN; $p > 0,05$).

4) FLEXIBILITE en TORSION AXIALE GAUCHE:



Les séries ne sont pas différentes statistiquement (FRIEDMAN; $p > 0,05$).

5) FLEXIBILITE en TORSION AXIALE DROITE:



Les séries ne sont pas différentes statistiquement (FRIEDMAN; $p > 0,05$).

6) RESUME DE LA SOLLICITATION EN TORSION AXIALE:
mouvement principal en torsion axiale.

Nous retrouvons partiellement pour les 5 UF C5-C6 le comportement en torsion axiale de l'ensemble des 8 UF confondues.

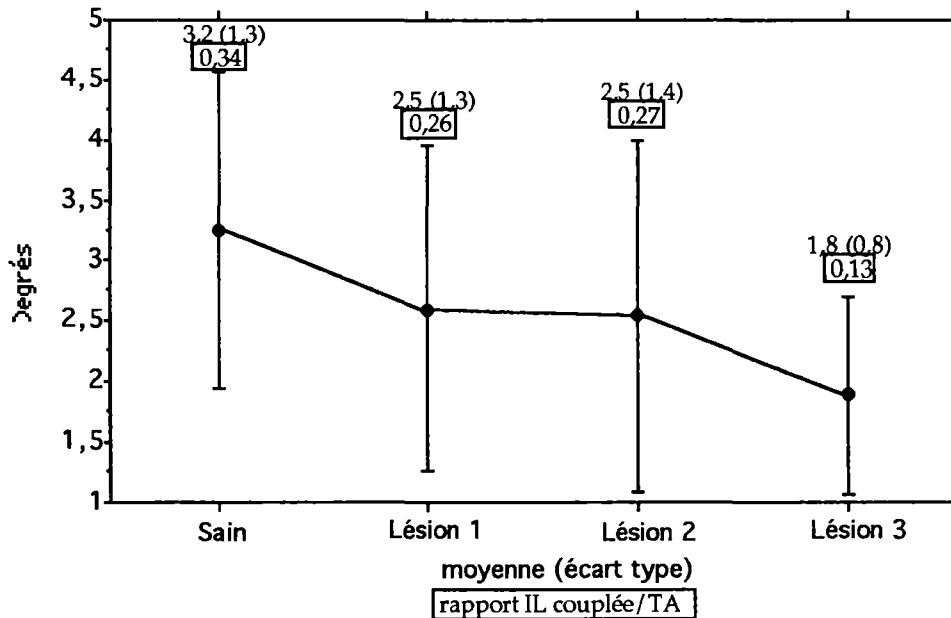
Les CA limitent l'amplitude du déplacement en zone élastique. En zone neutre si l'amplitude du déplacement semble limitée par les CA, cette hypothèse n'est pas vérifiée statistiquement.

Comme pour les 8 UF confondues, la section des ligaments IS+SS produit une augmentation du déplacement dans la zone élastique. Mais cette augmentation est faible et non vérifiée statistiquement.

Le LF n'influence pas le déplacement en torsion axiale (idem 8 UF confondues).

E - SOLLICITATION EN TORSION AXIALE: Mouvement couplé =
Inclinaison latérale

1) DEPLACEMENT en INCLINAISON LATÉRALE COUPLÉE, à 1,6 Nm:



Le déplacement diminue après la section des ligaments IS+SS (-21%) et après la section des CA (-28%). La section du LF n'induit pas de variation du déplacement.

Le rapport IL couplée/TA se comporte de même.

Les séries sont différentes statistiquement (FRIEDMAN; $p \leq 0,05$).

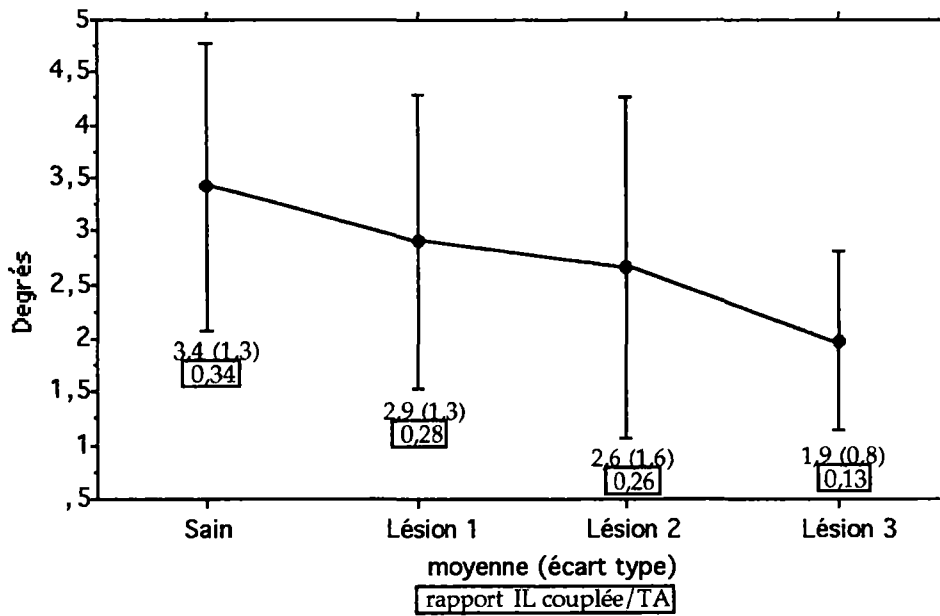
La différence est significative entre section du LF et section des CA (WILCOXON; $p \leq 0,05$)

Nous n'avons pas observé de différence significative:

-entre section des ligaments IS+SS et section du LF (WILCOXON; $p > 0,05$).

-entre sain et section des ligaments IS+SS (WILCOXON; $p > 0,05$)

2) DEPLACEMENT en INCLINAISON LATÉRALE COUPLÉE à 1,8 Nm:



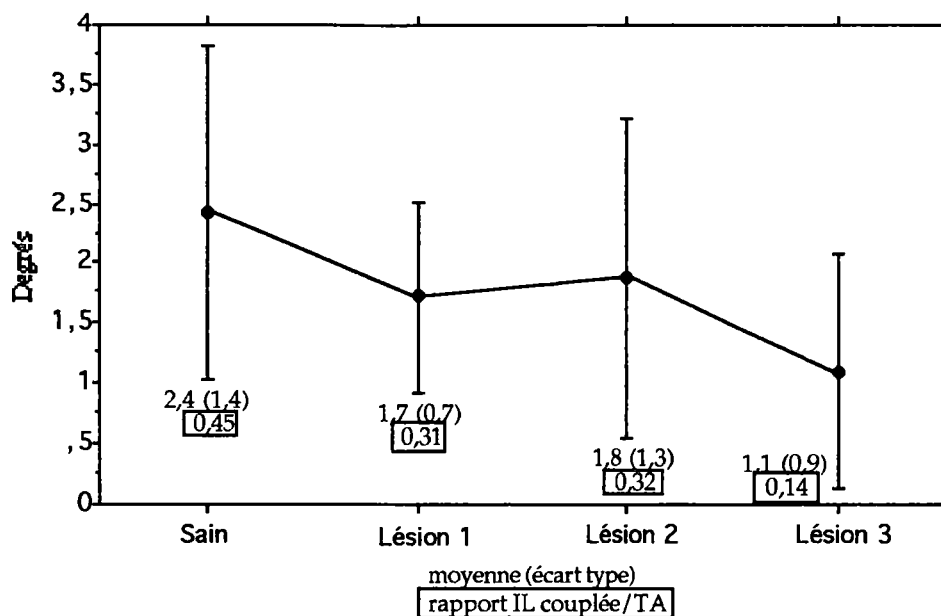
Le déplacement diminue après chaque lésion:

- section des ligament IS+SS: -14,7%
- section du LF: -10,3%
- section des CA: -26,9%

Le rapport IL couplée/TA se comporte de même. Nous notons les mêmes rapports à 1,6 Nm et à 1,8 Nm.

Les séries ne sont pas différentes statistiquement (FRIEDMAN; $p > 0,05$).

3) DEPLACEMENT en INCLINAISON LATÉRALE COUPLÉE dans la zone neutre:



Le déplacement diminue après:

-section des ligament IS+SS: -29,1%

-section des CA: -38,8%

Le rapport IL couplée/TA se comporte de même.

Les séries ne sont pas différentes statistiquement (FRIEDMAN; $p > 0,05$).

4) RESUME DE LA SOLLICITATION EN TORSION AXIALE:
mouvement en inclinaison latérale couplée.

L'amplitude du déplacement en inclinaison latérale couplée diminue après section des ligaments IS+SS et des CA. Des différences significatives sont notées pour la section des CA à 1,6 Nm.

Nous notons une diminution du rapport inclinaison latérale couplée/torsion axiale à chaque lésion ligamentaire. Les variations les plus fortes sont enregistrées pour la section des ligaments IS+SS et surtout CA.

Nous avançons l'hypothèse d'un découplage de l'inclinaison latérale lors de la torsion axiale par section des ligaments IS+SS et des CA. La petite taille de l'effectif et l'importance des écart-types ne permettent pas de vérifier ce phénomène statistiquement. Nous pensons toutefois que ce découplage n'est pas fortuit car il est retrouvé tout au long du test en torsion axiale et jamais dans les autres sollicitations. Par ailleurs nous verrons dans la discussion que l'on peut trouver une explication anatomique fonctionnelle à ce phénomène.

Par ailleurs le couplage de l'inclinaison latérale de l'UF saine est plus important en zone neutre (0,45) qu'à 1,6 Nm ou 1,8 Nm (0,34).

DISCUSSION

I) ANALYSE DE LITTÉRATURE

Nous avons retenu les articles étudiant la cinématique du rachis cervical inférieur. Une grande hétérogénéité est constatée dans le choix des segments testés, des types de sollicitations appliquées, et des déplacements analysés.

La plupart des auteurs ont étudié les mouvements sur des pièces cadavériques. Nous avons retenu une étude in-vivo à partir d'analyse radiographique (49).

Les études portent soit sur le rachis cervical en totalité (23, 24, 44), soit sur un ensemble de 2 unités fonctionnelles contiguës (70, 80), soit sur des unités fonctionnelles séparées (55, 56, 63, 68, 76, 93).

Certains auteurs n'ont étudié que le rachis sain (44, 49). Cependant la plupart des auteurs, après des tests sur le rachis sain, simulent des lésions ligamentaires, disco-ligamentaires voire osseuses et disco-ligamentaires. Ils testent enfin différents types de stabilisations chirurgicales (55, 56, 63, 68, 23, 24, 70, 76, 93). D'autres auteurs ont sollicité les segments jusqu'à rupture analysant les mécanismes lésionnels (80).

Les études diffèrent par les types de sollicitations appliquées et les déplacements élémentaires analysés.

L'évaluation du mouvement se fait par rapport à un repère orthonormé (0, X, Y, Z), fixé à la vertèbre sous-jacente (Cf § Matériel et méthodes). Les 6 déplacements élémentaires peuvent être alors donnés: 3 translations (T_x , T_y , T_z) selon (0,X), (0,Y), (0,Z) et 3 rotations qui sont R_x l'inclinaison latérale selon (0,X), R_y la flexion-extension selon (0,Y), R_z la torsion axiale selon (0,Z). L'analyse tri-dimensionnelle des 6 déplacements élémentaires est réalisée par la plupart des auteurs. Seule une des études retenues (93) analyse les déplacements dans le plan sagittal uniquement.

Selon le même référentiel, 6 sollicitations élémentaires peuvent être appliquées: 2 efforts tranchants F_x et F_y selon (0,X) et (0,Y); 1 effort en compression-traction F_z selon (0,Z); 3 moments M_x , M_y et M_z selon (0,X), (0,Y) et (0,Z) (en inclinaison latérale, en flexion-extension et en torsion axiale). La plupart du temps les sollicitations sont appliquées sur la vertèbre

crâniale, la (ou les) vertèbre caudale étant fixée. Les auteurs n'appliquent pas tous les mêmes sollicitations élémentaires:

-MORONEY (55, 56), RAYNOR (76) appliquent les 6 sollicitations élémentaires F_x , F_y , F_z , M_x , M_y et M_z .

-PANJABI (68) appliquent F_x , F_y et F_z ,

-GOEL (23), PELKER (70) appliquent les 3 moments élémentaires, M_x , M_y et M_z ,

-PANJABI (63), WHITE (93) n'appliquent que la translation ventro-dorsale F_x selon (0,X),

-TACKZUK (80) applique F_x , F_z et M_y .

Lors des sollicitations F_x , F_y et F_z , le comportement mécanique du segment testé dépend du point d'application de l'effort. Lors des déplacements élémentaires T_x , T_y et T_z , les valeurs mesurées dépendent du point où est effectué la mesure. C'est pourquoi les études ayant choisi ces types de sollicitation et d'effort ne peuvent pas être comparées deux à deux, à moins d'une description précise des protocoles utilisés et du référentiel utilisé.

Rappelons ici les caractéristiques de notre étude. Elle porte sur des unités fonctionnelles C3-C4 et C5-C6 saines et après lésion des ligaments sus- et inter-épineux, du ligament jaune et enfin des capsules articulaires. Nous avons appliqué uniquement des moments purs M_x , M_y et M_z et n'avons mesuré que les déplacements élémentaires R_x , R_y et R_z .

II) COMPARAISON ENTRE LES DIFFERENTES ETUDES

Nous comparons nos résultats avec ceux de la littérature au niveau de l'unité C5-C6. Les résultats des unités C3-C4 ne sont pas comparés car notre étude ne porte pour l'heure que sur trois unités. Cet effectif n'est pas suffisant pour en tirer des conclusions significatives.

Les tableaux V, VI et VII rassemblent les différents résultats.

Tableau V: Comparaison des amplitudes et rigidités lors de la sollicitation en flexion-extension pour l'unité C5-C6 saine , avec lésion des ligaments IS+SS, LF et CA.

— moyennes (écart-types) —

ETUDE	Sain			Lésion IS+SS			Lésion LF			Lésion CA		
	R _y (°)	K flex (Nm/°)	K ext (Nm/°)	R _y (°)	K flex (Nm/°)	K ext (Nm/°)	R _y (°)	K flex (Nm/°)	K ext (Nm/°)	R _y (°)	K flex (Nm/°)	K ext (Nm/°)
		0,43	0,47		0,41	0,47		0,37	0,45		0,52	0,55
ZN	10,9 (2)			13,9 (3,6)			14 (3,7)			26,6 (21,7)		
1,6 Nm	17,1 (3,5)			20,2 (5,2)			21 (5,1)			31,9 (19)		
1,8 Nm	18 (3,6)			21,2 (5,7)			22,1 (5,4)			32,7 (18,6)		
GOEL 2 à 0,3 Nm	10,1			10,7			12,6			14,4		
MORONEY à 1,8 Nm (C4-C5)	9,07	0,43	0,73									
SHEA à 5 Nm		0,83 (0,27)	1,19 (0,43)									
PELKER à 1,8 Nm	9,4											
PANJABI 1 (C4-C5) F=178 N, L=18,1mm	13,9											
PANJABI 6 F=50 N, L=16,8 mm	9,9											
MESTDAGH (in vivo actif)	19,5											
LYSELL	14,5 (3,2)											

R_y: rotation en flexion-extension (déplacement principal)
K flex: rigidité en flexion (inverse de la flexibilité)
K ext: rigidité en extension

F: effort tranchant, L: longueur du bras de levier
ZN: zone neutre

Tableau VI: Comparaison des amplitudes et rigidités lors de la sollicitation en inclinaison latérale pour l'unité C5-C6 saine, avec lésion des ligaments IS+SS, LF et CA.

— moyennes (écart-types) —

	Sain			Lésion IS+SS			Lésion LF			Lésion CA		
	R _x (°) R _z (°)	K IL D ^{te} (Nm/°)	K IL G ^h (Nm/°)	R _x (°) R _z (°)	K IL D ^{te} (Nm/°)	K IL G ^h (Nm/°)	R _x (°) R _z (°)	K IL D ^{te} (Nm/°)	K IL G ^h (Nm/°)	R _x (°) R _z (°)	K IL D ^{te} (Nm/°)	K IL G ^h (Nm/°)
ETUDE		1,42	0,83		0,9	0,7		0,83	0,83		0,83	0,52
ZN	4,6 (1,8) 2,9 (1,2)			4,8 (1,3) 3 (1,6)			5,6 (1,9) 3,2 (1,8)			7 (1,4) 3,3 (2,1)		
1,6 Nm	8,2 (3) 4,8 (2)			8,3 (2,5) 4,6 (2)			8,5 (2,5) 5 (2,4)			11 (2,2) 5 (2,5)		
1,8 Nm	8,8 (3,1) 4,4 (1,8)			8,8 (2,5) 4,6 (2,1)			9 (2,6) 4,5 (2,4)			11,6 (2,2) 4,4 (0,8)		
GOEL 1 à 0,3 Nm (IL D ^{te} X 2)	2,4 X 2 1,2 X 2											
GOEL 2 à 0,3 Nm (IL D ^{te} X 2)	2,3 X 2			2,4 X 2			2,5 X 2			3 X 2		
MORONEY à 1,8 Nm (C ₄ -C ₅) (IL D ^{te} X 2)	4,71 X 2 1,5 X 2	0,68 (0,49)										
PELKER à 1,8 Nm	5,8 X 2 1,9 X 2											
PANJABI 6 F=50 N, L=16,8 mm	1,9 X 2 0,8 X 2											
MESTDAGH (in vivo actif)	11											
LYSELL(mob. maxi)	9 4,7											

R_x: rotation en inclinaison latérale (déplacement principal)
R_z: rotation en torsion axiale (déplacement couplé)
ZN: zone neutre

K IL D^{te}: rigidité en inclinaison latérale droite (inverse de la flexibilité)
K IL G^h: rigidité en inclinaison latérale gauche
F: effort tranchant, L: longueur du bras de levier

Tableau VII: Comparaison des amplitudes et rigidités lors de la sollicitation en torsion axiale pour l'unité C5-C6 saine, avec lésion des ligaments IS+SS, LF et CA.

— moyennes (écart-types) —

	Sain		Lésion IS+SS			Lésion LF			Lésion CA			
	R _Z (°) R _Y (°)	K ta D ^{te} (Nm/°)	K ta G ^h (Nm/°)	R _Z (°) R _Y (°)	K ta D ^{te} (Nm/°)	K ta G ^h (Nm/°)	R _Z (°) R _Y (°)	K ta D ^{te} (Nm/°)	K ta G ^h (Nm/°)	R _Z (°) R _Y (°)	K ta D ^{te} (Nm/°)	K ta G ^h (Nm/°)
ETUDE		0,6	0,62		0,55	0,71		0,58	0,66		0,47	0,5
ZN	5,3 (2,4) 2,4 (1,4)			5,4 (3,9) 1,7 (0,7)			5,5 (3,2) 1,8 (1,3)			7,5 (4) 1,1 (0,9)		
1,6 Nm	9,2 (3,6) 3,2 (1,3)			9,5 (4,1) 2,5 (1,3)			9,2 (3,5) 2,5 (1,4)			13,6 (3,3) 1,8 (0,8)		
1,8 Nm	9,9 (3,8) 3,4 (1,3)			10,3 (4,2) 2,9 (1,3)			9,8 (3,6) 2,6 (1,6)			14,4 (3,5) 1,9 (0,8)		
GOEL 1 à 0,3 Nm (TA D ^{te} X 2)	2,3 X 2 1,5 X 2											
GOEL 2 à 0,3 Nm (TA D ^{te} X 2)	1,4 X 2			1,3 X 2			1,5 X 2			2,5 X 2		
MORONEY à 1,8 Nm (C ₄ -C ₅) (TA G ^{che} X 2)	1,85 X 2 0,92 X 2		1,16 (0,46)									
PELKER à 1,8 Nm (TA G ^{che} X 2)	3,8 X 2 3,3 X 2											
MESTDAGH (in vivo actif)	5,5											
LYSELL (mob. maxi)	8 4,5											

R_Z: rotation en torsion axiale (déplacement principal)

R_X: rotation en inclinaison latérale (déplacement couplé)

ZN: zone neutre

K ta D^{te}: rigidité en torsion axiale droite (inverse flexibilité)

K ta G^h: rigidité en torsion axiale gauche

TA: torsion axiale

A - FLEXION-EXTENSION

Les valeurs des amplitudes et rigidités (inverse de la flexibilité) sont rassemblés dans le tableau V.

Nos amplitudes sont concordantes avec celles de LYSELL (44) et MESTDAGH (49) pour les sollicitations à 1,6 et 1,8 Nm. Dans la zone neutre les résultats sont concordants avec ceux de GOEL (23, 24) pour le rachis sain. Les sections ligamentaires de GOEL induisent une augmentation d'amplitude certes, mais de moindre intensité. Les valeurs de MORONEY (55), PELKER (70), PANJABI (63, 68) sont inférieures aux nôtres.

Les rigidités sont comparables pour le rachis sain.

B - INCLINAISON LATÉRALE

Les valeurs des amplitudes et rigidités (inverse de la flexibilité) sont résumés dans le tableau VI.

Les résultats de notre étude sont concordants avec la littérature. Ceci pour les amplitudes en zone neutre et à 1,6 et 1,8 Nm, pour les déplacements principaux et la torsion axiale couplée.

C - TORSION AXIALE

Les valeurs des amplitudes et rigidités (inverse de la flexibilité) sont résumés dans le tableau VII.

Nos résultats sont concordants. La littérature rapporte des amplitudes inférieures pour la torsion axiale de l'unité fonctionnelle saine (24, 55) et après lésion (24). Le couplage est plus valorisé par PELKER (70) et LYSELL (44).

En résumé, nos valeurs sont globalement concordantes avec la littérature. Il n'y a pas de valeur aberrante. Néanmoins la grande diversité des méthodologies appliquées (type de sollicitation, méthode de mesure, dispositif expérimental, âge et cause du décès des cadavres, moyen de conservation) rend peu parlante la comparaison des valeurs elles-mêmes.

C'est au sein d'une même étude que la comparaison entre différentes situations est intéressante.

III) RÔLE FONCTIONNEL DES LIGAMENTS

Dans ce chapitre nous faisons une synthèse des connaissances sur chaque ligament et des apports de cette étude. Pour chaque ligament nous avons noté les situations (Paramètre et Lésion) où le ligament semblait jouer un rôle.

A - LIGAMENTS SUS- ET INTER-EPINEUX

Notre étude qualitative montre (tableau VIII):

- l'influence certaine de ce ligament sur la flexion.
- son contrôle sur la torsion axiale, pour des efforts élevés
- sa faible influence sur l'inclinaison latérale.
- le rôle probable joué par ce ligament dans le couplage de l'inclinaison latérale lors de la torsion axiale.
- sa faible influence sur la flexibilité en extension.

Tableau VIII: Rôle des ligaments sus- et inter-épineux.

	8 UF CONFONDUES				C5-C6			
	ZE	ZN	Flex R (+)	Flex R (-)	ZE	ZN	Flex R (+)	Flex R (-)
FE	oui (S)	oui (S)	oui (NS)	oui (NS)	oui (S)	oui (S)	oui (NS)	non
IL	non	oui (NS)	oui (NS)	oui (NS)	non	oui (NS)	oui (NS)	oui (NS)
IL couplée					oui (NS)	oui (NS)		
TA	oui (S)	oui (NS)	non	non	oui (NS)	non	non	non
TAcouplée					non	non		

oui: "on note un effet de la section de ce ligament "

(S): différence significative

ZE: zone élastique (1,6 et/ ou 1,8 Nm)

Flex: flexibilité

R (+): flexion ou IL droite ou TA droite

non: "pas d'effet"

(NS): pas de différence significative

ZN: zone neutre

R (-): extension ou IL gauche ou TA gauche

Rappelons que ce ligament n'est pas décrit par tous les auteurs. Sa fréquence au niveau du rachis cervical augmente crânio-caudalement.

Ses performances mécaniques sont modestes (effort de rupture: 32 N; allongement maximum: 7 mm) d'après MYKLEBUST (57).

Nous pensons avec HUKINS (33) que l'application de son effort résistant se fait avec un bras de levier important. Ainsi ses performances mécaniques modestes isolément ne vont pas contre son rôle limitant important en flexion et en torsion axiale de l'unité fonctionnelle.

Quant à son rôle dans le couplage de l'inclinaison latérale lors de la torsion axiale il demande à être confirmé par une étude de plus grand effectif.

Il est à noter que c'est le seul ligament testé dont la section modifie le comportement en extension. En effet après sa section les processus épineux glissent l'un sur l'autre comme des tuiles romaines.

B - LIGAMENT JAUNE INTER-LAMAIRE

Notre étude constate (tableau IX):

- le peu d'influence du ligament sur la flexion-extension (seulement effet significatif sur la rigidité en flexion)
- une influence modeste sur la torsion axiale et l'inclinaison latérale, uniquement dans la zone neutre
- aucun effet sur les mouvements couplés

Tableau IX: Rôle des ligaments jaunes.

	8 UF CONFONDUES				C ₅ -C ₆			
	ZE	ZN	Flex R(+)	Flex R(-)	ZE	ZN	Flex R(+)	Flex R(-)
FE	non	non	oui (S)	non	non	non	oui (NS)	non
IL	non	oui (NS)	non	non	oui (NS)	oui (NS)	non	non
IL couplée					non	non		
TA	non	oui (NS)	oui (NS)	oui (NS)	non	oui (NS)	non	oui (NS)
TAcouplée					non	non		

oui: "on note un effet de la section de ce ligament "

(S): différence significative

ZE: zone élastique (1,6 et/ou 1,8 Nm)

Flex: flexibilité

R (+): flexion ou IL droite ou TA droite

non: "pas d'effet"

(NS): pas de différence significative

ZN: zone neutre

R (-): extension ou IL gauche ou TA gauche

Ce ligament présente dans la littérature des propriétés mécaniques importantes, effort de rupture 93 N, allongement maximum 7,5mm (57).

L'absence apparente d'effet du ligament jaune peut paraître paradoxale. Le ligament jaune ne se comporte pas comme un frein ligamentaire.

Une première explication, physiopathologique, de ce phénomène peut être l'état de détente dans lequel se trouve le ligament au moment du test. Nous avons vu que ce ligament a le niveau de pré-étirement le plus élevé (18% d'après HUKINS (33) au niveau lombaire). Si le volume discal est modifié par la dégénérescence (sujets cadavériques âgés) ou la deshydratation en fin de test, ce pré-étirement diminue. Le ligament testé n'est plus alors dans sa zone AB élastique (cf § Anatomie et biomécanique analytique). Lors de l'application d'un effort, les capsules articulaires limitent le mouvement, avant que le ligament jaune ne soit devenu efficace.

Une deuxième explication, physiologique, peut être avancée. La caractéristique histologique de ce ligament est sa richesse en fibres élastiques. Cette particularité ne confère pas au ligament une aptitude à mieux résister à une sollicitation. La richesse en fibres élastiques diminue l'hystérésis (voir la définition de ce terme dans § Anatomie et biomécanique analytique). Lors de la mise en tension-relâchement (33), le LF favorise le "rappel" passif de la flexion. Ce ligament n'est donc pas un frein au déplacement angulaire de l'unité fonctionnelle. C'est plutôt un organe restituant l'énergie emmagasinée lors de la sollicitation pour redonner sa position initiale à l'unité fonctionnelle en fin de sollicitation. La présente étude, statique, n'examine pas cette propriété.

C - CAPSULES ARTICULAIRES

Notre étude montre (cf tableau X):

- le rôle indiscutable des capsules dans la limitation de la flexion, de l'inclinaison latérale, de la torsion axiale.
- le guidage de l'inclinaison latérale couplée par les capsules.

Tableau X: Rôle des capsules articulaires.

	8 UF CONFONDUES				C5-C6			
	ZE	ZN	Flex R (+)	Flex R (-)	ZE	ZN	Flex R (+)	Flex R (-)
FE	oui (S)	oui (S)	oui (NS)	non	oui (NS)	oui (NS)	oui (NS)	non
IL	oui (S)	oui (S)	oui (NS)	oui (NS)	oui (NS)	oui (S)	non	oui (NS)
IL couplée					oui (S)	oui (NS)		
TA	oui (S)	oui (S)	oui (NS)	oui (NS)	oui (S)	oui (NS)	oui (NS)	oui (NS)
TA couplée					non	non		

oui: "on note un effet de la section de ce ligament "

(S): différence significative

ZE: zone élastique (1,6 et/ou 1,8 Nm)

Flex: flexibilité

R (+): flexion ou IL droite ou TA droite

non: "pas d'effet"

(NS): pas de différence significative

ZN: zone neutre

R (-): extension ou IL gauche ou TA gauche

Les capsules articulaires sont les ligaments les plus latéraux de l'unité fonctionnelle. Elles sont en périphérie du plan bi-facettaire perpendiculaire à l'axe mixte d'inclinaison latérale-torsion axiale de KAPANDJI. Cette position en fait les freins idéaux de l'inclinaison latérale et de la torsion axiale.

Lors de la torsion axiale les capsules imposent le mouvement d'inclinaison latérale couplée en maintenant la congruence des surfaces articulaires. Sans les capsules la torsion axiale décoapterait les facettes articulaires du côté de la torsion; il n'y aurait pas de glissement différentiel.

MYKLEBUST (57) donne les propriétés des capsules à l'étage cervical: effort de rupture 205 N et allongement maximum 9,1 mm. Ce sont les valeurs de résistance et d'allongement les plus fortes enregistrées par l'auteur au niveau du rachis cervical.

ZDEBLICK (101) a individualisé mécaniquement la capsule dorsale. Sur des UF C5-C6 auxquelles il a enlevé le ligament jaune et les ligaments sus- et inter-épineux, il résèque par quart la capsule dorsale. Il montre une augmentation significative du déplacement en torsion axiale à 5 Nm pour des résections de 50%, 75% et 100% de chaque héli-capsule dorsale (+ 19%, +25% et + 13%). Il montre également une augmentation significative du déplacement en flexion à 2 Nm pour des résections de 75% et 100% de chaque héli-capsule dorsale (+ 32%, +22%).

Notre étude montre en torsion axiale à 1,8 Nm une augmentation significative de 46,9% et en flexion-extension à 1,6 Nm une augmentation significative de 51,9%. Pour nous, cette grande différence avec l'étude de ZDEBLICK vient de l'étendue de la résection. Cet auteur ne résèque que la portion dorsale des capsules, tandis que nous réséquons les 360° de la circonférence de l'interligne articulaire. Ceci justifie pleinement l'existence d'une portion ventrale non négligeable.

Nous avons décrit plus haut (§ Etude anatomique) un ligament capsulaire ventro-latéral constitué de renforts fibrillaires élastiques émanant des bords latéraux du ligament jaune. Ses fibres en éventail contournent latéralement le massif articulaire vers le bas et le dehors, pour s'insérer sur la zygapophyse caudale.

La direction des fibres incite à déduire le mouvement qui produit leur étirement. C'est une rotation relative des zygapophysés dans le plan bi-facettaire qui semble alors être le mouvement contrôlé par ce ligament. Pour le côté droit, rotation vers la gauche de la zygapophyse crâniale. La confrontation de la présente étude mécanique avec celle de ZDEBLICK confirme cette hypothèse. Nous pouvons également conclure au rôle de cette portion ventro-latérale dans le contrôle de la flexion, puisque ZDEBLICK ne trouve qu'une augmentation de 32% à 2 Nm (contre 51,9% à 1,6 Nm dans la présente étude).

Cette déduction complète le rôle classique attribué au ligament jaune. Dans sa totalité, il est un rappel passif de la flexion d'une unité

fonctionnelle dans la zone neutre (sans effort musculaire). Si l'on considère l'hémi-ligament inter-lamaire, il contrôle la flexion-inclinaison controlatérale d'après RAMSEY (75). Ajoutant la portion capsulaire, on fait du ligament jaune l'élément clé du rappel passif de la flexion-inclinaison-rotation controlatérale.

Contrôlant la flexion, la torsion axiale, l'inclinaison latérale et le couplage de l'inclinaison latérale lors de la torsion axiale avec des valeurs de résistance très fortes, les capsules articulaires sont un des éléments clés de la physiologie du mouvement relatif de deux vertèbres cervicales.

D - REMARQUE SUR LA TORSION AXIALE COUPLEE

Aucune des structures ligamentaires testées ne semble influencer le couplage en torsion axiale lors de l'inclinaison latérale. Nous pensons que seule l'orientation des facettes articulaires et des uncus guident ce couplage. L'inclinaison latérale favorise la coaptation des surfaces articulaires du côté de l'inclinaison. La facette caudale glisse vers le bas et l'arrière sur son homologue crâniale sous-jacente produisant une torsion axiale automatique. Ce phénomène est favorisé dans la portion haute du rachis cervical inférieur où l'amplitude du couplage est la plus forte (44). A ce niveau l'orientation vers l'intérieur des facettes (angle inter-facettaire $< 180^\circ$) induit un appui précoce de la surface sus-jacente sur son homologue sous-jacente. De même l'orientation des uncus "ouvert" vers l'arrière libère la possibilité d'un glissement vers l'arrière du corps vertébral sus-jacent (cf figure 6).

IV - PERSPECTIVES

Nous avons été gêné par la petite taille de notre échantillon pour obtenir des résultats statistiquement significatifs. Ce travail doit être poursuivi pour obtenir un effectif de 16 unités fonctionnelles. Ceci devrait pouvoir valider certaines hypothèses avancées dans cet ouvrage. Une des modifications du protocole sera la section unilatérale des capsules articulaires. Nous devrions pouvoir alors observer un découplage unilatéral.

Ces résultats expérimentaux seront comparés à des tests virtuels effectués sur un modèle géométrique et numérique (45) existant au laboratoire de biomécanique de l'ENSAM-Paris (Pr F. LAVASTE). Ceci devrait permettre de valider et faire évoluer le modèle.

THESE SOUTENUE PAR : Jérôme TONETTI**TITRE :****Etude fonctionnelle des ligaments du rachis cervical inférieur**

Description biomécanique des ligaments supra et inter épineux, du ligament jaune et des capsules articulaires,
par une méthode expérimentale de sections successives
au niveau de l'unité fonctionnelle rachidienne

CONCLUSIONS :

La caractéristique principale du rachis cervical inférieur est son hypermobilité. L'amplitude de ses mouvements complexes permet l'orientation multidirectionnelle du regard. Les ligaments guident harmonieusement le mouvement, et le limite en maintenant la cohésion de cet organe locomoteur qui livre passage au cordon médullaire. La pathologie traumatique cervicale, disco-ligamentaire à 75%, et les hypothèses physiopathologiques ligamentaires de la cervicarthrose montrent bien le rôle prépondérant du système ligamentaire.

Les connaissances fondamentales sur ces ligaments sont à l'heure actuelle peu fournies, comparée à celles sur le rachis thoraco-lombaire. Si l'anatomie descriptive montre quelques lacunes, l'anatomie fonctionnelle est encore plus incomplète. Pourtant la chirurgie d'arthrodèse pour instabilité aiguë ou de cure de l'uncodiscarthrose est largement pratiquée. Le besoin se fait encore plus sentir dans le domaine de la modélisation géométrique et mécanique où des données quantitatives manquent.

Ce travail porte sur l'analyse de la fonction des ligaments au sein de l'unité fonctionnelle, constituée de deux vertèbres contiguës et de leurs moyens d'unions disco-ligamentaires. Nous considérons en effet la cinématique globale du rachis cervical comme la sommation de déplacements élémentaires survenant dans chaque unité fonctionnelle.

Une revue bibliographique des caractéristiques anatomiques et mécaniques des ligaments du rachis cervical inférieur est présentée, ainsi que la géométrie des surfaces articulaires de l'unité fonctionnelle. Le comportement typique d'un ligament en traction est décrit et commenté. Le comportement cinématique du rachis cervical inférieur dans son ensemble et au niveau de chaque unité fonctionnelle, pour les mouvements principaux et couplés, est décrit et commenté.

Un chapitre descriptif anatomique porte sur les capsules articulaires. Ces structures, peu décrites, présentent des propriétés mécaniques non négligeables. Ceci a motivé l'étude complémentaire de ces capsules dans le présent travail. Nous avons pratiqué des coupes histologiques transversales (11 coupes) et sagittales (4 coupes) d'articulations postérieures du rachis cervical inférieur. Cette étude permet de décrire une partie capsulaire ventrale renforcée d'un ligament élastique issu du ligament jaune et une partie capsulaire dorsale purement conjonctive.

Nous avons testé 8 unités fonctionnelles cervicales (C3-C4 et C5-C6) provenant de 5 cadavres frais congelés. Le dispositif utilisé permet de solliciter l'unité fonctionnelle, par des couples purs croissants, selon trois rotations physiologiques en flexion-extension, en inclinaison latérale et en torsion axiale. Les déplacements sont mesurés dans la zone élastique et dans la zone neutre, les flexibilités sont calculées dans la zone élastique. Les sections successives des ligaments supra et inter-épineux, du ligament jaune et des capsules articulaires permettent d'évaluer la contribution au déplacement et à la flexibilité de chaque ligaments.

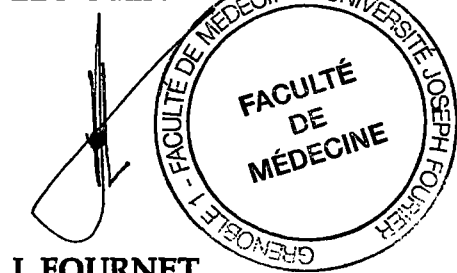
Les résultats sont présentés en termes de moyennes et, et en termes d'accroissement du déplacement et de la flexibilité pour chaque lésion. Un traitement statistique par tests non paramétriques pour séries appariées dégage la significativité de ces valeurs. Deux groupes sont distingués pour l'analyse des résultats. Le premier groupe est constitué de toutes les unités fonctionnelles confondues. Le deuxième groupe est constitué des unités fonctionnelles C5-C6, du fait de leur homogénéité anatomique.

Cette étude montre le rôle limitant des ligaments supra et inter-épineux sur l'amplitude de la flexion et de la torsion axiale. Le ligament jaune ne se comporte pas comme un frein ligamentaire, mais contribue à la rigidité (inverse de la flexibilité) en flexion. Les capsules articulaires sont un élément majeur de la stabilité de l'unité fonctionnelle. Les capsules articulaires limitent la flexion, l'inclinaison latérale et la torsion axiale. Les capsules articulaires, et dans une moindre mesure les ligaments supra et inter-épineux, produisent le mouvement couplé en inclinaison latérale lors de la sollicitation en torsion axiale. Aucun élément ligamentaire n'influe sur le mouvement couplé en torsion axiale lors de la sollicitation en inclinaison latérale.

VU ET PERMIS D'IMPRIMER

Grenoble le, 04. 10. 94.

LE DOYEN



J. FOURNET

LE PRESIDENT DE THESE



Professeur Ph. MERLOZ

REFERENCES

- 1- BARDELEBEN. Handbuch der anatomie und mechanik der gelenke, Vol 2, Part 1, Section 1. Jena, Verlag von Guston Fischer ed, 1904.
- 2- BOGDUCK N, ENGEL R. The menisci of the lumbar zygapophysial joints. A review of their anatomy and clinical signifiante. Spine 1984, 9, 454-460.
- 3- BOUCHET A, CUILLERET J. Anatomie topographique, descriptive et fonctionnelle, tome 5 le cou, première partie. Villeurbanne, SIMEP ed, 1971.
- 4- BOREADIS AG, GERSHON-COHEN J. Luschka joints of the cervical spine. Radiology, 1956, 66, 181-187.
- 5- CHIROSEL JP, PASSAGIA JG. Classification anatomo-radiologique des traumatismes graves du rachis. Dans: SOCIETE DE NEUROCHIRURGIE DE LANGUE FRANCAISE. Traumatismes du crâne et du rachis. Paris, ESTEM ed, 1992: 149-168.
- 6- CHAZAL J, ESCANDE G, GUILLOT M. Anatomie des ligaments du rachis. Dans: 63° Congrès de l'association des anatomistes, Eléments de biomécanique du rachis, Clermont-ferrand, ed bloc santé, mai 1980, 151-167.
- 7- CHAZAL J., TANGUY A., BOURGES M. Biomechanical properties of the spinal ligaments and histological study of the supraspinal ligament in traction. J. Biomech , 1985 , 18 (3) 167-176.
- 8- DE MARCHI GF. Le articolazioni intervertebrali. Clin Ortoped, 1963, 15, 26-32.
- 9- DIMNET J, PASQUET A, KRAG MH, PANJABI MM. Cervical spine motion in the sagittal plane: kinematic and geometric parameter. J Biomech, 1982, 15, n°2, 959-969.
- 10- DUMAS JL, SAINTE ROSE M, DREYFUS P, GOLDLUST, CHEVREL JP. Rotation of the cervical spinal column: A computed tomography in vivo study. Surg Radiol Anat. 1993, 15, 333-339.

- 11- DVORAK J, PANJABI MM, NOVOTNY JE, ANTINNES JA. In vivo flexion / extension of the normal cervical spine. *J Orthop Res*, 1991, 9, (6), 828-834.
- 12- FARFAN HF, COSSETTE JW, ROBERTSON G, WELLS R, KRAUS H. The effect of torsion on the lumbar intervertebral joints: The role of torsion in the production of disc degeneration. *J Bone Joint Surg*, 1970, 52 A, 468-494.
- 13- FICK R. Dans: *Handbuch der Anatomie um des Mechanick der Gelenke unter Berücksichtigung des Bewegenden Muskeln*. Jéna, G. FISCHER ed, 1904-1912.
- 14- FIELDING JW. Normal and selected abnormal motion of the cervical spine from the 2^d cervical vertebra to the 7th cervical vertebra baser on cine roentgenography. *J Bone Joint Surg*, 1964, 46 A, P 1779.
- 15- FISER Z. Etude sur la résistance et l'élasticité des ligaments de l colonne vertébrale. Application à la connaissance des traumatismes de la colonne et de la moëlle cervicale. *Cas Lek Cesk*, 1968, 107, P 1096.
- 16- FISCHER LP, GONON GP, CARRET JP, DIMNET J. Biomécanique de la colonne cervicale. Dans: UER Grange Blanche ANATOMIE LYON. Biomécanique articulaire: Tome II. Lyon, ACEML ed, 1975: 125-167.
- 17- FLORENT J, GILLOT G. Eléments d'anatomie fonctionnelle du rachis cervical. *An Med Phys*, 1966, 9 (6) sept, P 206.
- 18- FRANCIS CC 1. Dimension of the cervical vertebrae. *The Anatomical records*, 1955, 122, 603-609.
- 19- FRANCIS CC 2. Variation in the articular facets of the cervical vertebrae. *The Anatomical Records*, 1955, 122, 589-602.
- 20- GALANTE JO. Tensile properties of the human lumbar annulus fibrosus. *Acta Orthop Scand*, 1967, Suppl n°100.
- 21- GILAD I, NISSAN M. A study of vertebra and disc geometric relations of the human cervical and lumbar spine. *Spine*, 1986, 11, n°2, 154-157.

- 22- GILES LGF, HARVEY AR. Immunohistochemical demonstration of nociceptors in the capsule and synovial folds of human zygapophysial joints. *Br J Rheumatol*, 1987, 26, 363-364.

- 23- GOEL VK, CLARK CR, HARRIS KG, SCHULTE KR. Kinematics of the cervical spine: Effect of multiple total laminectomy and facets wiring. *J Orthop Research*, 1988, 6, (4), 611-619.

- 24- GOEL VK, CLARK CR, MC GOWAN D, GOYAL S. An in vitro study of the kinematics of the normal, injured, and stabilized cervical spine. *J Biomech*, 1984, 17, n°5, 363-367.

- 25- GRANT JCB. A method of anatomy descriptive and deductive. Baltimore WILLAMS AND WILKINS ed, 1952.

- 26- GRAY: Anatomy of the human body. 24° edition. Philadelphia, LEA AND FEBIGER ed, 1942.

- 27- HALLIDAY D, SULLIVAN C, HOLLINSHEAD W, BAHN R. Torn cervical ligaments: Necropsy examination of the normal cervical region of the spinal column. *J Trauma*, 1964, 4, 219-232.

- 28- HATTORI O, ODA H, KAWAI S. Cervical intradiscal pressure in mouvements and traction of the cervical spine. *Jp J Orthop*, 119-568.

- 29- HAYASHI K, YABUKI T, KUROSAWA T. The anterior and the posterior longitudinal ligaments of the lower cervical spine. *J.Anat*, 1977, 124, (3), 633-636.

- 30- HERZOG W. Morphologie und pathologie des ligamentum flavum. *Franckfurter Zeitschrift für pathologie*. 1950, 61, 250-267.

- 31- HIRSCH C, SCHAJOWICZ F, GALANTE J. Structural changes in the crevical spine. A study on autopsy specimens in different age groups. *Acta Orthop Scand*, 1967, suppl 109, 9-77.

- 32- HOSATTE F, CHIROSSEL JP, VERNIER P, ROUGEMONT (de) J. Anatomie micro-chirurgicale du ligament jaune lombaire. Communication aux VII^{èmes} rencontres internationale de microchirurgie (GAM). Montpellier, mai 1982.
- 33- HUKINS DWL, KIRBY MC, SIKORYN TA, ASPDEN M. Comparison of structure, mechanical properties and functions of lumbar spinal ligaments. SPINE, 1990, vol n°8, 787-795.
- 34- HUELKE DF, NUSHOLTZ GS. Cervical spine biomechanics: A review of the literature. Clin Orthop Research, 1986, 4, (2),232-245.
- 35- INOUE H. application of scanning electron microscopy in orthopedics field. Intervertebral disc. Clin Orthop, 1973, 8, 48-57.
- 36- JIROUT J. Studien der Dynamik der Halswirbelsäule under frontalen und horizontalen Ebene. Fortschr Roentgenstr, 1967, 106, feb, P 236- ?.
- 37- JOHNSON RM, CRELIN ES, WHITE III AA, PANJABI MM, SOUTHWICK WO. Some new observations of the functional anatomy of the lower cervical spine. Clin Orthop Research, 1975, 111, 192-200.
- 38- KAPANDJI IA. Le rachis cervical. Dans: KAPANDJI IA. Physiologie articulaire 5^e édition, Tome 3 Tronc et rachis. Paris, MALOINE ed, 1994, 168-251.
- 39- KATZ PR, HERBERT RM, DAVID FR, JANET BK. Mid-sagittal dimensions of cervical vertebral bodies. Am J Physical anthropology, 1975, 43, 319-326.
- 40- KELLER G. Die Bedeutung der Veränderungen an den kleinen Wirbelgelenken als Ursache des lokalen Rückenschmerzes. In Auswertung der Klinisch-röntgenologischen Befunde. Zeitschrift für orthopädie und ihre grenzgebiete (Stuttgart), 1953, 83, 2, 219-228.
- 41- KOTTKE FJ, LESTER RG. Range of mobility on the cervical spine. Arch Phys Med, 1958, 39 (4) apr, P 228.

- 42- KOS J, WOLF J. Die "Menisci" der Zwischenwirbelsäule und ihre mögliche Rolle bei Wirbelblockierung. *Man Med* 1972, 10, 105-114.
- 43- LAVASTE F. Contribution à l'étude du comportement biomécanique du rachis dorso-lombaire. Thèse doctorat es science physique, Paris, ENSAM, 1990.
- 44- LYSELL E. Motion of the cervical spine. An experimental study on autopsy specimen. *Acta Orthop Scand*, 1969, suppl 123, 1-61.
- 45- MAUREL N. Modélisation géométrique et mécanique tridimensionnelle par éléments finis du rachis cervical inférieur. Thèse doctorat ENSAM, Paris 1993.
- 46- MARKLOF KL, MORRIS JM. The structural components of the intervertebral discs. *J Bone Joint Surg*, 1974, 56 A, 4, 675-687.
- 47- MASLOW GS, ROTHMAN R. The facet joints: Another look. *Bull Ny Acad Med*, 1975, 51 (11), 1294-1311.
- 48- MERCER S, BOGDUK N. Intra-articular inclusions of the cervical synovial joints. *Br J Rheumatology*, 1993, (32), 705-710.
- 49- MESTDAGH H. Anatomie fonctionnelle du rachis cervical inférieur (C3 à C7). Thèse Med n°22, Lille 1969.
- 50- MILLER LS. Biomechanical analysis of cervical distraction. *Spine*, 1987, 9, 831-837.
- 51- MILNE N, The role of zygapophysial joint orientation and uncinatè processes in controlling motion in the cervical spine. *J Anat*, 1991, 178, 189-201.
- 52- MIMURAM, MORIYA H, WATANABE T, AKAHASHI K, YAMAGAA M, TAMAKI T. Three dimensional motion analysis of the cervical spine with special reference to the axial rotation. *Spine*, 1989, 14, n°11, 1135-1139.

- 53- MOONEY V, ROBERTSON J. The facet syndrome. *Clin Orthop*, 1976, 115, 149-156.
- 54- MORIS: Human anatomy. 10^e edition. Philadelphia, BLAKISTON ed, 1942.
- 55- MORONEY SP, SHULTZ A, MILLER J, ANDERSON G. Load-displacement properties of lower cervical spine motion segments. *J Biomech*, 1988, 21, n°9, 769-779.
- 56- MORONEY SP. Mechanical properties and muscle force analysis of the lower cervical spine. Thesis, 1984.
- 57- MYKLEBUST JB, PINTAR F, YOGANANDAN N, CUSICK JF, MAIMAN D, MYERS TJ, SANCES A. Tensile strength of spinal ligaments. *Spine*, 1988, 13, (5), 526-531.
- 58- NACHEMSON AL, EVANS JH. Some mechanical properties of the third human inter laminar ligaments. *J. Biomech*, 1968, 1, n°3, 211-220.
- 59- NACHEMSON AL, ELFSTROM G. Intravital dynamic pressure measurements in lumbar intervertebral discs. Stockholm, ALMQUIST ed, 1970.
- 60- NAFFZIGER HC, INMAN V, SAUNDERS JB. Lésions of the intervertebral disc and ligamenta flava. *Surg Gynec Obstet*, 1938, 66, 288-299.
- 61- OROFINO C, SHERMAN MS, SCHECHTER D. "Luschka joints". A degenerative phenomenon. *J Bone Joint Surg*, 1960, 42 A, n°5, 853-858.
- 62- PATURET G. *Traité d'anatomie humaine*. Tome 1, ostéologie, arthrologie, myologie. Paris, MASSON ed, 1951.
- 63- PANJABI MM, WHITE III AA, JOHNSON RM. Cervical spine mechanics as function of transection of components. *J Biomech*, 1975, 8 (4), 327-336.

- 64- PANJABI MM, OXLAND TR, TAKATA K, GOEL V, J DURANCEAU, KRAG M. Articular facets of the human spine. Quantitative three-dimensional anatomy. *Spine*, 1993, 18, (10), 1298-1310.
- 65- PANJABI MM, OXLAND TR, PARKS EH. Quantitative anatomy of cervical spine ligaments. Part 1, upper cervical spine. *J Spinal Disord*, 1991, 4, (3), 270-276.
- 66- PANJABI MM, OXLAND TR, PARKS EH. Quantitative anatomy of cervical spine ligaments. Part 2, middle and lower cervical spine. *J Spinal Disord*, 1991, 4, (3), 277-285.
- 67- PANJABI MM, J DURANCEAU, GOEL V, OXLAND T, TAKATA K. Cervical human vertebrae. Quantitative three-dimensional anatomy of the middle and lower regions. *Spine*, 1991, 16, (8), 861-869.
- 68- PANJABI MM, SUMMERS DJ, PELKER RR, VIDEMAN T, FRIEDLAENDER GE, SOUTHWICK WO. Three dimensional load-displacement curves due to force on the cervical spine. *J Orthop Research*, 1986, 4, n°2, 152-161.
- 69- PANJABI MM., GOEL VK., TAKATA K. Physiologic strain in the lumbar spinal ligaments. *Spine*, 1982, 7 (13) 192-202.
- 70- PELKER RR., DURANCEAU JS., PANJABI MM. Cervical spine stabilization. A three dimensional, biomechanical study, strength and failure mechanisms. *Spine*, 1991, 16 (2), 117-122.
- 71- PENNING L. Normal movement of the cervical spine. *Am J Roentgenology*, 1988, 130, 317-326.
- 72- PENNING L, TONDURY G. Entstehung, Bau und Funktion der méniskoiden Strukturen in der Halswirbelgelenken. *Z Orthop*, 1963, 98, 1-14.
- 73- POONI JS, HUKINS DWL, HARRIS PF, HILTON RC, DAVIES KE. Comparison of the structure of human intervertebral discs in the cervical, thoracic and lumbar regions of the spine. *Surg Radiol Anat*, 1986, 8, 175-182.

- 74- RABISCHONG P, LOUIS R, VIGNAUD J, MASSARE C. Le disque intervertébral. *Anatomica Clinica*, 1978, 1, 55-64.
- 75- RAMSEY RH. The anatomy of the ligamenta flava. *Clin Orthop*. 1966 (44) an-feb 129-140
- 76- RAYNOR RB, MOSKOVICH R, ZIDEL P, PUGH J. Alteration in primary and coupled neck motions after facetectomy. *Neurosurgery*, 1987, 21 (5), 681-687.
- 77- RISSANEN PM. The surgical anatomy and pathology of the supraspinous or interspinous ligaments of the lumbar spine with special reference to ligaments ruptures. *Acta Orthop Scand*, 1960, suppl. n°46.
- 78- ROUVIERE H, DELMAS A: *Anatomie humaine descriptive, topographique et fonctionnelle*. Tome 2, 11° édition. Paris, MASSON et Cie ed, 1974.
- 79- SEZE S (de), DJAN A, ABDELMOULA. Etude radiologique de la dynamique du rachis cervical. *Rev Rhum*, 1951, 18 A (3), page 111.
- 80- SHEA M, EDWARDS WI, WHITE III AA, HAYES WC. Variations of stiffness and strength along the human cervical spine. *J Biomech*, 1991, 24, 95-107.
- 81- TAKZUK H. Tensile properties of human lumbar longitudinal ligaments. *Acta. Orthop. Scandi*, 1968, suppl n° 115, 1-69.
- 82- TAKEDA T. Three dimensionnal observation of collagen. Framework of human lumbar discs. *J Jp Orthop Assoc*, 1975, 49, 45-57.
- 83- TESTUT L, LATARGET A: *Traité d'anatomie humaine*. 9° édition. Paris, G DOIN et Cie ed, 1948.
- 84- TONDURY G. Quelques remarques sur l'anatomie et l'anatomie pathologique de la colonne cervicale. *Acta Chir Belgica*, 1961, 60, P 567.
- 85- TONDURY G. Anatomie fonctionnelle des petites articulations du rachis. *Ann Med Phys*, 1972, (15), 173-191.

- 86- THE CERVICAL SPINE RESEARCH SOCIETY. The cervical spine. 1983, 2nd edition, ed Lippincott.
- 87- VANNEUVILLE G, VERGE P, DEUBELLE A, GUILLOT M, AMRANE M. Arthrographie des articulations zygapophysaires. Dans: 63° Congrès de l'association des anatomistes, Eléments de biomécanique du rachis, Clermont-ferrand, ed bloc santé, mai 1980, 321-361.
- 88- VAN MAMEREN H, SANCHES H, BEUSGENS J, DRUKKER J. Cervical spine motion in the sagittal plane. Position of segmental average instantaneous centers of rotation. A cineradiographic study. Spine, 1991, 17, n°5, 467-474.
- 89- VIRGIN W. Experimental investigation into the physical properties of the intervertebral disc. J Bone Joint Surg, 1951, 33 B, 607-611.
- 90- VELEANU C. Contribution to the anatomy of the cervical spine. Functional and pathogenetic signifiacnce of certain structures of the cervical vertebrae. Acta Anat (Basel) 1975, 92 (3), 467-480.
- 91- WEN N, LAVASTE F, SANTINI JJ. Three-dimensional properties of the human cervical spine in vitro. Communication dans: Third common meeting of the cervical spine research society. Athènes Greece les 25-28 juin 1992.
- 92- WEN N, LAVASTE F, SANTIN JJ, LASSAU JP. Three-dimensional properties of the human cervical spine in vitro. I. Analysis of normal motion. Eur Spine J, 1993, 2, 2-11.
- 93- WHITE AA 3^d. JOHSON RM., PANJABI MM., SOUTHWICK WO. Biomechanical analysis clinical stability in the cervical spine. Clin Orthop, 1975, 109, 85-97.
- 94- WHITE AA 3^d, PANJABI M. The basic kinematics of the human spine. Spine, 1978, 3, 12,
- 95- WHITE AA 3^d, PANJABI M. Clinical biomechanics of the spine, 2^d edition. LIPPINCOTT ed, 1990

- 96- WEBER EH. Anatomish-physiologische Untersuchung über einige einrichtungen im Mecanismen der menschlichen Wibersäule. Arch Anat Physiolo, 1827, P 240- ?
- 97- YOGANANDAN N, PINTAR F, BUTLER J. Dynamic response of human cervical spine ligaments. Spine, 1989, 14, (10), 1102-1110.
- 98- YU S, SETHER L, HAUGHTON VM. Facet joint menisci of the cervical spine. Correlative MR imaging and cryomicrotomy study. Radiology, 1987, 164, 79-82.
- 99- ZACCHEO D, REALE E. Contributo allo conoscenza delle articolazioni tra i processi articolari delle vertebre dell'oumo. Arch Ital Anat Embriol, 1956, 61, 1-16.
- 100- ZAKI W. Aspects morphologiques et fonctionnels de l'annulus fibrosus du disque inter-vertébral de la colonne cervicale. Bull Ass anat, 1973, 57, 158, 649-654.
- 101- ZDEBLICK A, ABITBOL JJ, KUNZ DN, Mc CABE RP, GARFIN S. Cervical stability after sequential capsule resection. Spine, 1993, 18, n°14, 2005-2008.

ANNEXE

Nous rappelons les abréviations nécessaires à la lecture des tableaux en annexe:

- FE: flexion-extension
- IL: inclinaison latérale
- TA: torsion axiale
- G: gauche
- DTE: droite
- R1: rachis 1, R2: rachis 2, R3: rachis 3, R4: rachis 4, R5: rachis 5
- Mobilité: amplitude à 1,6 ou 1,8 Nm
- ZN: zone neutre
- K signifie dans ces tableaux Flexibilité et non pas Rigidité.

RESULTATS R1 C5-C6

FE 1 56	Mobilités		Zone Neutre	EXTENSION	FLEXION
	1.6 N.m	1.8 N.m		k élastique	k élastique
lésion 0	13,2439009	13,9104115	8,90844922	-1,40984503	-1,76868622
lésion 1	13,9912067	14,4076236	9,60310074	-1,4332614	-1,60520943
lésion 2	14,7341229	15,5667566	9,35652632	-1,06077492	-2,78172934
lésion 3	18,9740972	20,1394568	11,8222923	-1,40529077	-3,75192381
IL 1 56	Mobilités		Z N	IL G	IL DTE
	1.6 N.m	1.8 N.m		k élastique	k élastique
lésion 1	6,62	7,23	3,84	1,16	1,04
Attention il n'y a pas de fichier il 1 56 1 66					
lésion 2	7,46	7,92	4,58	-1,13	-1,18
lésion 3	9,40	10,11	5,66	-1,69	-1,38
TA en IL 1 56	Mobilités		Z N	IL G	IL DTE
	1.6 N.m	1.8 N.m		k élastique	k élastique
0	3,54	3,80	2,42	-0,52	-0,52
Attention il n'y a pas de fichier Ta en IL 1 56 1 66					
2	3,70	3,90	2,56	0,61	0,44
3	3,49	3,81	2,17	0,97	0,47
TA 1 56	Mobilités		Z N	TA G	TA DTE
	1.6 N.m	1.8 N.m		k élastique	k élastique
lésion 0	6,25	7,00	2,94	1,43	1,28
lésion 1	6,24	7,14	0,50	1,49	2,12
lésion 2	6,43	7,23	2,90	1,63	1,66
lésion 3	9,36	10,13	0,49	2,53	1,68
IL enTA 1 56	Mobilités		Z N	TA G	TA DTE
	1.6 N.m	1.8 N.m		k élastique	k élastique
0	3,20	3,62	2,10	-0,41	-0,70
1	3,08	3,79	1,20	-0,46	-1,90
2	2,80	3,21	0,48	-0,60	-0,96
3	2,45	2,49	0,28	-1,12	-0,46

RESULTATS R2 C3-C4

FE 2 34	Mobilités		Zone Neutre	EXTENSION	FLEXION
	1.6 N.m	1.8 N.m		k élastique	k élastique
0	21,1797261	22,4264912	12,0319578	-4,96267554	-1,49927207
1	25,3944276	26,7254935	17,8321209	-3,36964456	-2,24228572
2	29,0448961	30,0425557	20,174037	-3,86353353	-2,56250473
3	30,8656809	32,5284687	17,9725867	-5,91878978	-3,36926517
IL 2 34	Mobilités		Zone Neutre	IL G	IL DTE
	1.6 N.m	1.8 N.m		k élastique	k élastique
0	14,3250148	14,8727787	10,3186908	-1,40447159	-1,58437747
1	14,6825764	15,3554646	10,565196	-1,24461913	-1,93188091
2	15,3360318	15,9942814	11,0426451	-1,27828097	-2,03304498
3	15,2865597	15,9446368	10,9975412	-1,28163505	-2,02569216
TA 2 34	Mobilités		Zone Neutre	TA G	TA DTE
	1.6 N.m	1.8 N.m		k élastique	k élastique
0	12,0077368	12,8521836	6,0466886	1,36526309	3,37915894
1	12,8196715	13,2954977	8,31474984	1,52563669	1,89871793
2	12,4368693	13,1266959	8,01273789	1,64174672	3,41210161
3	16,3148205	17,0209723	13,3696424	2,06143642	1,50081145
TA en IL 2 34	Mobilités		Zone Neutre	IL G	IL DTE
	1.6 N.m	1.8 N.m		k élastique	k élastique
0	7,50302384	7,66657174	6,14318612	0,41214784	0,61604223
1	3,56527317	3,72870381	3,14118492	0,75754648	-0,1480613
2	7,34410755	7,51061657	6,05231354	0,33536182	0,69231161
3	7,5680043	7,74452383	6,2154369	0,35047647	0,72728709
IL en TA 2 34	Mobilités		Zone Neutre	TA G	TA DTE
	1.6 N.m	1.8 N.m		k élastique	k élastique
0	8,1492536	8,87607371	2,90999824	-0,44000976	-3,69369233
1	9,75354694	9,95670728	6,93875751	-1,10158705	-1,78319096
2	6,71169835	7,00527806	5,05346042	-0,81702228	-3,19370833
3	8,68246665	9,01222401	8,52658272	-1,16707219	0,47534996

RESULTATS R2 C5-C6

FE 2 56	Mobilités		Zone Neutre	EXTENSION	FLEXION
	1.6 N.m	1.8 N.m		k élastique	k élastique
0	14,4232947	15,1732746	9,07849237	-2,03336462	-1,73837451
1	15,3742219	16,0419236	10,6653368	-1,85404162	-1,56866598
2	16,6177001	17,3684769	12,1838866	-1,67138571	-1,57300302
3	21,3668395	22,1168166	15,435127	-1,74778657	-2,49968646
IL 2 56	Mobilités		Zone Neutre	IL G	IL DTE
	1.6 N.m	1.8 N.m		k élastique	k élastique
0	5,94966984	6,29342201	3,20643633	-0,88169228	-1,06582479
1	6,01225542	6,44609	3,94242023	-0,71896808	-0,93646275
2	6,37568237	6,71378137	3,99607263	-0,66190787	-1,27522391
3	9,57232762	9,92754463	6,54964071	-0,81561341	-0,69009254
TA 2 56	Mobilités		Zone Neutre	TA G	TA DTE
	1.6 N.m	1.8 N.m		k élastique	k élastique
0	4,67756596	5,079471	2,39281116	0,65506544	1,25626742
1	4,32601383	4,84131241	2,03117595	0,68939491	1,38878934
2	4,66047029	4,90759873	1,487046	0,87946002	1,43884698
3	11,5584714	11,9145184	8,78060315	0,44684494	1,56899635
TA en IL 2 56	Mobilités		Zone Neutre	IL G	IL DTE
	1.6 N.m	1.8 N.m		k élastique	k élastique
0	1,75547202	1,83067172	1,14859974	0,3083537	0,17771546
1	1,73650901	1,83795079	1,2140384	0,24779395	0,17833483
2	1,66266426	1,66849095	1,30681901	0,13778574	0,12152213
3	0,64426642	0,66572257	0,14588085	0,13397764	0,16014646
IL en TA 2 56	Mobilités		Zone Neutre	TA G	TA DTE
	1.6 N.m	1.8 N.m		k élastique	k élastique
0	1,58306846	1,6125421	0,8870228	-0,1145394	-0,6765622
1	0,51474429	0,81451476	0,70778456	-0,19771335	-0,64775106
2	0,96624045	0,90026098	1,50205657	-0,37802153	-0,85566655
3	0,86419829	0,89550546	0,71000892	0,16595091	0,38890306

RESULTATS R3 C5-C6

FE 3 34	Mobilités		Zone Neutre	EXTENSION	FLEXION
	1.6 N.m	1.8 N.m		k élastique	k élastique
0	22,1430965	23,2254155	13,7210985	-3,28943702	-2,75593835
1	25,9926655	27,4092709	17,7976214	-3,09240598	-2,7955675
2	27,0670886	28,4828077	18,5105112	-3,47547992	-2,92659656
Attention pas de fe 3 56 3 66					
IL 3 56	Mobilités		Zone Neutre	IL G	IL DTE
	1.6 N.m	1.8 N.m		k élastique	k élastique
0	9,89563015	10,3837628	6,405472	-1,93416131	-0,83366491
1	10,4320978	10,9116721	4,28610369	-2,78891259	-1,38041066
2	11,780604	12,2698789	8,37485092	-1,32647826	-1,70796344
3	14,2435744	14,7433402	9,56382605	-2,23041278	-1,58732944
TA 3 56	Mobilités		Zone Neutre	TA G	TA DTE
	1.6 N.m	1.8 N.m		k élastique	k élastique
0	12,9116458	13,77423	7,74774725	2,35529804	1,84865319
1	14,0013869	14,7960508	9,36828278	2,03443558	1,83542881
2	12,8643183	13,3301184	8,9658602	0,99394752	2,31505941
3	16,4088293	17,1801605	10,3313977	1,64830819	3,28026591
TA en IL 3 56	Mobilités		Zone Neutre	IL G	IL DTE
	1.6 N.m	1.8 N.m		k élastique	k élastique
0	5,84709217	6,10724903	4,28784814	0,99550524	0,49247679
1	5,59542673	5,85823626	2,52445331	1,6769602	1,01832419
2	7,29821642	7,59050502	5,42755878	0,56065437	1,4827704
3	7,54220532	7,52255898	5,40559393	0,19158924	1,4971059
IL en TA 3 56	Mobilités		Zone Neutre	TA G	TA DTE
	1.6 N.m	1.8 N.m		k élastique	k élastique
0	3,72217932	4,05719854	3,23119333	-0,76146516	-0,76024648
1	4,17889354	4,4374723	2,551686	-0,9317842	-0,36729428
2	2,34338737	2,30927161	2,33886927	0,36152147	-0,60821557
3	1,50666364	1,52805866	2,68669989	-0,47315301	-0,68181913

RESULTATS R4 C3-C4

FE 4 34	Mobilités		Zone Neutre	EXTENSION	FLEXION
	1.6 N.m	1.8 N.m		k élastique	k élastique
0	12,3361596	13,419237	4,51282432	-3,07298577	-2,65790307
1	16,2513414	20,5064275	1,89940594	-8,26340034	-2,43139177
2	16,4101976	17,8270728	6,3339047	-4,32621036	-2,89022132
3	40,8983	41,648	31,0635287	-2,42442458	-4,48589944
IL 4 34	Mobilités		Zone Neutre	IL G	IL DTE
	1.6 N.m	1.8 N.m		k élastique	k élastique
0	12,798248	13,7287689	6,97120917	-2,76315201	-2,17873426
1	10,6285356	11,3163127	6,80824654	-1,58753365	-1,55011607
2	10,8890403	11,547632	7,05430311	-2,1453333	-1,27844756
3	12,7653896	13,423748	7,1008029	-3,26075827	-1,72985548
TA 4 34	Mobilités		Zone Neutre	TA G	TA DTE
	1.6 N.m	1.8 N.m		k élastique	k élastique
0	11,8548104	12,9283871	7,42231171	1,83233965	2,65409337
1	12,774276	13,4056123	5,7052366	1,85431129	2,07452401
2	12,3732661	13,1329012	8,14363658	2,27458862	1,59861869
3	15,6107893	16,5307702	8,99903991	2,75059289	2,48588711
TA en IL 4 34	Mobilités		Zone Neutre	IL G	IL DTE
	1.6 N.m	1.8 N.m		k élastique	k élastique
0	7,22060485	7,58458618	5,04365017	1,00038575	0,9562928
1	7,64126228	8,0127264	5,6196306	0,7514016	1,04894825
2	7,9682289	8,26081659	6,05156665	1,01172432	0,94592946
3	8,06799509	8,39413042	7,16482957	1,78663758	1,2357871
IL en TA 4 34	Mobilités		Zone Neutre	TA G	TA DTE
	1.6 N.m	1.8 N.m		k élastique	k élastique
lésion 0	4,65721244	5,54454927	5,03133486	-0,63992418	-1,73204539
lésion 1	6,18319906	6,34744007	3,56224515	-0,97096232	-1,36871633
lésion 2	7,08754509	7,76509844	5,81912743	-2,15248535	-0,62643735
lésion 3	7,10478609	7,63595966	3,74166887	-2,20262525	-1,12328652

RESULTATS R4 C5-C6

FE 4 56	Mobilités		Zone Neutre	EXTENSION	FLEXION
	1.6 N.m	1.8 N.m		k élastique	k élastique
0	17,5159277	18,516547	12,4275458	-1,69099849	-2,13972323
1	21,8600188	22,6935333	16,4116888	-2,26690847	-1,93004011
2	24,2603485	25,1770962	17,1569512	-2,68991471	-2,40386666
3	27,3390889	28,588929	20,3897693	-2,00969422	-2,89336712
IL 4 56	Mobilités		Zone Neutre	IL G	IL DTE
	1.6 N.m	1.8 N.m		k élastique	k élastique
0	9,17717697	10,3460428	4,69394638	-1,23252553	-2,72144434
1	10,4954744	11,0635265	7,30587782	-1,41023332	-1,29487657
2	11,2695565	11,7540309	7,5436308	-1,51687373	-1,47531588
3	12,3680306	13,1115781	9,02984323	-1,26980936	-1,7460584
TA 4 56	Mobilités		Zone Neutre	TA G	TA DTE
	1.6 N.m	1.8 N.m		k élastique	k élastique
0	10,1089878	10,7096431	6,87527458	1,62391493	1,40817299
1	10,4770877	11,0089683	7,27722854	1,29675807	1,70546455
2	10,8479383	11,5585827	7,96553132	2,00151674	1,22963327
3	13,3790944	14,1430152	8,1552523	2,08186792	2,10477707
TA en IL 4 56	Mobilités		Zone Neutre	IL G	IL DTE
	1.6 N.m	1.8 N.m		k élastique	k élastique
0	5,70016876	6,17929609	3,92039055	0,61925226	1,32681709
1	6,30574041	6,56469172	5,07078139	0,71014172	0,46697318
2	6,19419109	6,30256411	4,96022324	0,62515763	0,43081838
3	5,63832905	5,88336542	4,57936625	0,49804134	0,64190659
IL en TA 4 56	Mobilités		Zone Neutre	TA G	TA DTE
	1.6 N.m	1.8 N.m		k élastique	k élastique
0	5,11919666	5,18010001	4,39461026	-0,5868515	-0,59374517
1	2,86562529	2,92322023	2,45776461	0,13232105	0,1945266
2	4,84899308	5,12060376	3,95409862	-1,12717018	-0,10114032
3	2,9527913	3,06790071	1,3161332	-0,57815993	-0,69838241

RESULTATS R5 C3-C4

FE 5 34	Mobilités		Zone Neutre	EXTENSION	FLEXION
	1.6 N.m	1.8 N.m		k élastique	k élastique
0	13,4013902	13,8173019	9,13761169	-0,82855406	-1,7057128
1	14,4577089	15,0392074	10,8644896	-1,18533552	-1,37093654
2	16,3817455	16,7151475	12,2617175	-0,89229833	-1,92972862
3	18,9478306	19,94076	13,1159803	-0,76202428	-3,63400596
IL 5 34	Mobilités		Zone Neutre	IL G	IL DTE
	1.6 N.m	1.8 N.m		k élastique	k élastique
0	5,96425745	6,47939853	2,94981535	-1,67140404	-0,69577298
1	6,31558753	6,59065534	4,25775096	-0,85962785	-0,74215817
2	6,39907046	6,78931152	4,36894136	-0,88552449	-0,6356394
3	9,30920612	9,95573743	6,42519032	-1,50965334	-0,63863404
TA 5 34	Mobilités		Zone Neutre	TA G	TA DTE
	1.6 N.m	1.8 N.m		k élastique	k élastique
0	10,5442476	10,9180525	7,85633318	1,06551791	1,00254649
1	10,7900597	11,1177382	8,80484315	0,72975468	0,88954305
2	11,0419081	11,4381384	7,52775878	0,85428831	1,08719309
3	15,1865015	15,7009971	11,5114985	1,17081633	1,56565239
TA en IL 5 34	Mobilités		Zone Neutre	IL G	IL DTE
	1.6 N.m	1.8 N.m		k élastique	k élastique
0	2,7486874	2,99601358	0,96501942	1,34377391	0,11867535
1	3,26329537	3,32633494	2,85774882	0,54049397	0,05188754
2	3,11372703	3,29465159	1,02172715	0,56017317	0,14156579
3	3,50323708	3,73197705	1,09191912	0,81730598	0,0247383
IL en TA 5 34	Mobilités		Zone Neutre	TA G	TA DTE
	1.6 N.m	1.8 N.m		k élastique	k élastique
0	2,79321967	2,77330705	2,73466372	0,26171532	-0,24562762
1	2,33855948	2,48197755	2,12160479	-0,16508653	-0,10598096
2	2,04139936	2,19322191	1,24709262	-0,37914396	-0,39354348
3	1,70086532	1,77780138	2,49824928	0,76050246	-0,25989977

RESULTATS R5 C5-C6

FE 5 56	Mobilités		Zone Neutre	EXTENSION	FLEXION
	1.6 N.m	1.8 N.m		k élastique	k élastique
0	18,3112604	19,1438506	10,7081942	-2,17768864	-3,1017373
1	23,9629158	25,6283016	15,1536214	-2,0200298	-4,21216373
2	22,3123161	23,9775287	13,0155904	-2,52088355	-4,17325721
3	59,9632024	60,2967441	58,7556745	-2,2657886	1,1678206
IL 5 56	Mobilités		Zone Neutre	IL G	IL DTE
	1.6 N.m	1.8 N.m		k élastique	k élastique
0	7,31356081	7,83929911	3,81584164	-1,04135357	-1,49612804
1	6,43901625	6,80047054	3,37806833	-0,77224264	-0,9377216
2	5,5381881	6,00157282	2,13251686	-0,83843793	-1,14115867
3	14,1385324	15,2045877	8,91988429	-2,31584365	-1,79140157
TA 5 56	Mobilités		Zone Neutre	TA G	TA DTE
	1.6 N.m	1.8 N.m		k élastique	k élastique
0	12,3930475	13,2342139	6,86032249	2,24883464	2,13724388
1	12,914809	13,7473682	8,0971905	1,96211025	1,88592199
2	11,5565329	12,2514683	6,47236886	2,08488474	1,81031749
3	17,5573802	18,700626	10,2146934	3,57591108	2,18622184
TA en IL 5 56	Mobilités		Zone Neutre	IL G	IL DTE
	1.6 N.m	1.8 N.m		k élastique	k élastique
0	4,15953112	4,31069	2,74820848	0,13355379	0,97438182
1	4,14989421	4,2149632	3,53438618	0,09692223	0,6107613
2	2,88873623	3,02973019	2,06499725	0,07855712	0,85125652
3	4,05722305	4,36209563	4,40777232	0,1510295	0,69104405
IL en TA 5 56	Mobilités		Zone Neutre	TA G	TA DTE
	1.6 N.m	1.8 N.m		k élastique	k élastique
0	2,65351473	2,72420199	1,48996115	-0,36095782	-0,632961
1	2,35077854	2,60559449	1,67090217	-0,40236575	-0,377662
2	1,76321831	1,81233224	1,16316955	-0,6563193	-0,39970762
3	1,69242884	1,85823698	0,48628272	-0,1459963	0,91538138

SOMMAIRE

INTRODUCTION.....	5
I) MOTIVATION DE L'ETUDE	
II) LIMITES	
III) BUT	
CINEMATIQUE.....	8
I) MOUVEMENT DE FLEXION-EXTENSION	
A - Description du mouvement	
B - Amplitude du mouvement de flexion-extension	
II) MOUVEMENT D'INCLINAISON LATERALE-TORSION AXIALE	
A - Description du mouvement	
B - Amplitude du mouvement	
ANATOMIE ET BIOMECHANIQUE ANALYTIQUE.....	18
I) GEOMETRIE DE LA VERTEBRE INFLUENCANT LE MOUVEMENT	
A - Géométrie de l'articulation inter-corporeale	
B - Géométrie des articulations zygapophysaires	
C - Synthèse	
II) LE DISQUE INTER-VERTEBRAL	
A - Description	
B - Rôle fonctionnel	
III) LES LIGAMENTS DU RACHIS CERVICAL INFERIEUR	
A - Physiologie mécanique du ligament	
1) Etude statique, courbe effort-déplacement	
2) La "précontrainte" ligamentaire	
3) Propriétés visco-élastiques	
B - Description et propriétés de chaque ligament	
1) Le ligament longitudinal antérieur	
2) Le ligament longitudinal postérieur	
3) Les capsules articulaires	
4) Le ligament jaune	
5) Le ligament inter- et supra-épineux	
6) Le ligament nuchal	
7) Les ligaments inter-transversaire	
C - Conclusion	

ETUDE ANATOMIQUE DESCRIPTIVE DES CAPSULES**ZYGAPOPHYSAIRES.....36**

I) INTRODUCTION

II) MATERIEL

III) METHODE

A - Prélèvement

B - Préparation macroscopique

1) Coupes transversales

2) Coupes sagittales

C - Préparation histologique

D - Lecture

IV) RESULTATS

A - Coupes transversales

B - Coupes sagittales

V - DISCUSSION

A - Ligament jaune et partie ventrale de la capsule

B - Partie dorsale de la capsule

C - Inclusions intra-articulaires

MATERIEL ET METHODES DE L'ETUDE FONCTIONNELLE.....51**MATERIEL.....52****METHODES.....56**

I) METHODE DE PRELEVEMENT DES PIECES ANATOMIQUES

A - Radiographie

B - Prélèvement proprement dit

C - Irradiation

D - Conservation et transport

E - Décongélation

II) METHODE EXPERIMENTALE

A - Dispositif expérimental

B - Définition des statuts lésionnels

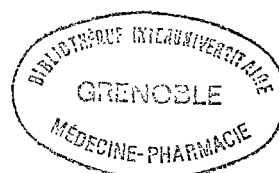
C - Protocole expérimental

D - Courbe effort-déplacement angulaire

E - Mouvement principal - mouvement couplé

III) METHODE STATISTIQUE

RESULTATS.....	74
I) TOUTES LES UNITES FONCTIONNELLES CONFONDUES.....	76
A - Sollicitation en flexion-extension	
B - Sollicitation en inclinaison latérale	
C - Sollicitation en torsion axiale	
II) UNIQUEMENT LES UNITES FONCTIONNELLES C5-C6.....	91
A - Sollicitation en flexion-extension	
B - Sollicitation en inclinaison latérale: mouvement principal	
C - Sollicitation en inclinaison latérale: torsion axiale couplée	
D - Sollicitation en torsion axiale: mouvement principal	
E - Sollicitation en torsion axiale: inclinaison latérale couplée	
DISCUSSION.....	110
I) ANALYSE DE LITTERATURE	
II) COMPARAISON ENTRE LES DIFFERENTES ETUDES	
A -Flexion-extension	
B - Inclinaison latérale	
C - Torsion axiale	
III) ROLE FONCTIONNEL DES LIGAMENTS	
A - Ligaments sus- et inter-épineux	
B - Ligament jaune inter-lamaire	
C - Capsules articulaires	
D - Remarque sur la torsion axiale couplée	
IV - PERSPECTIVES	
CONCLUSIONS.....	122
REFERENCES.....	124
ANNEXE.....	135
SOMMAIRE.....	144
SERMENT D'HIPPOCRATE.....	148





SERMENT D'HIPPOCRATE

Qui diis memorem laudes, repetimque fideles
 Ingenij doctes, Hippocratisque decus.
 Democenti auditor Phœdes. ô, Coe propago,
 Cernis an quis te tradidit artis opes!

En présence des Maîtres de cette Faculté, de mes chers condisciples et devant l'effigie d'HIPPOCRATE,

Je promets et je jure d'être fidèle aux lois de l'honneur et de la probité dans l'exercice de la Médecine.

Je donnerai mes soins gratuitement à l'indigent et n'exigerai jamais un salaire au dessus de mon travail. Je ne participerai à aucun partage clandestin d'honoraires.

Admis dans l'intimité des maisons, mes yeux n'y verront pas ce qui s'y passe ; ma langue taira les secrets qui me seront confiés et mon état ne servira pas à corrompre les mœurs, ni à favoriser le crime.

Je ne permettrai pas que des considérations de religion, de nation, de race, de parti ou de classe sociale viennent s'interposer entre mon devoir et mon patient.

Je garderai le respect absolu de la vie humaine.

Même sous la menace, je n'admettrai pas de faire usage de mes connaissances médicales contre les lois de l'humanité.

Respectueux et reconnaissant envers mes Maîtres, je rendrai à leurs enfants l'instruction que j'ai reçue de leurs pères.

Que les hommes m'accordent leur estime si je suis fidèle à mes promesses.

Que je sois couvert d'opprobre et méprisé de mes confrères si j'y manque.

